

THÈSE

DE DOCTORAT D'ÉTAT ES SCIENCES PHYSIQUE

présentée

A LA FACULTÉ DES SCIENCES DE PARIS

par

SAMI G. EL HAGE

pour obtenir

LE GRADE DE DOCTEUR ES SCIENCES

Sujet de la Thèse : SUR QUELQUES MÉTHODES DE PHOTOKÉRATOSCOPIES CORNÉENNES ET LA MESURE DE CERTAINS ÉLÉMENTS OCULAIRES.

Soutenue le 27 Novembre 1970 devant la Commission d'Examen

MM. A. MONNIER	Président
Y. LE GRAND	} Examineurs
M. FRANÇON	
A. ARNULF	Invité



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549902_0020

THÈSE

DE DOCTORAT D'ÉTAT ES SCIENCES PHYSIQUE

présentée

A LA FACULTÉ DES SCIENCES DE PARIS

par

SAMI G. EL HAGE

pour obtenir

LE GRADE DE DOCTEUR ES SCIENCES

Sujet de la Thèse : SUR QUELQUES MÉTHODES DE PHOTOKÉRATOSCOPIES CORNÉENNES ET LA MESURE DE CERTAINS ÉLÉMENTS OCULAIRES.

Soutenue le 27 Novembre 1970 devant la Commission d'Examen

MM. A. MONNIER	<i>Président</i>
Y. LE GRAND	} <i>Examineurs</i>
M. FRANÇON	
A. ARNULF	<i>Invité</i>

THÈSE

DE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée

À LA FACULTÉ DES SCIENCES DE PARIS

par

M. G. B. B.

Docteur en Médecine

LE GÉNÉRAL DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Sur le rôle du système nerveux dans la production
des troubles de la circulation et la formation
des thromboses artérielles.

Paris le 27 Mars 1900. 1900. 1900. 1900. 1900.



A MES PARENTS

qui ont consenti à tant de sacrifices
au cours de mes études
avec mes pensées les plus affectueuses et une
filiale reconnaissance.

SOMMAIRE

Introduction

p. 1

Chapitre I : Rappels des mesures kératométriques

1. Principe des mesures	5
2. Mesures antérieures	9
3. Etude analytique	13
4. Méthodes d'analyses proposées	16
5. Etude comparative entre les deux premières méthodes	22
Quatrième méthode	39

Chapitre II : Détermination de la forme de la cornée

1. Principe	41
2. Dispositif expérimental "Photokératoscope"	42
3. Conditions de l'application de l'équation différentielle sur la cornée	43
4. Discussion de l'équation différentielle	44
5. Résolution de l'équation différentielle	45

RECHERCHES
MATHÉMATIQUES

Introduction

Chapitre I : Étude des courbes algébriques

1. Définitions et notations

2. Propriétés fondamentales

3. Théorème de Bézout

4. Applications géométriques

5. Courbes de degré supérieur

6. Résolution des équations

7. Conclusion

Chapitre II : Étude des surfaces algébriques

1. Définitions et notations

2. Propriétés fondamentales

3. Théorème de Plücker

4. Applications géométriques

5. Courbes de degré supérieur

6. Résolution des équations

7. Conclusion

8. Bibliographie

6.	Point de départ pour l'intégration	49
7.	Equation de la cornée	50
8.	Application de la méthode de résolution générale à l'équation de Wittenberg et Ludlam	50
9.	Analyse d'erreurs	51
10.	Exploration des surfaces cornéennes et résultats expérimentaux	58
11.	Résumé et avantages de cette méthode d'analyse	62

Chapitre III : Application de la deuxième méthode photokératoscopique

1.	Phénomène de fluorescence	64
2.	Principe de la méthode	67
3.	Analyse des exigences du dispositif expérimental	67
4.	Montage expérimental	71
5.	Expériences préliminaires et résultats de la méthode	72
6.	Confrontation des deux méthodes d'analyse	76

Chapitre IV : Rythme nyctéméral cornéen et myopie nocturne

1.	Myopie nocturne (définition)	78
2.	Mesures antérieures	78
3.	Adaptation du sujet et déroulement de l'expérience	83
4.	Discussion des résultats	84

5. Déformations cornéennes	87
6. Déformations provoquées par les lentilles dures	91
7. Déformations provoquées par les lentilles souples	95

Chapitre V : Calcul de l'aberration sphérique et de la tache image rétinienne de la surface cornéenne

1. Principe de la méthode	109
2. But de l'expérience	110
3. Dispositif expérimental	111
4. Déroulement de l'expérience	112
5. Aberration sphérique et surface d'onde de la cornée	115
6. Image du point lumineux donnée par la cornée	117
7. Profil normal optimal et meilleure image	119
8. Forme du cristallin	121
9. Conclusion	124

Références bibliographiques	126
-----------------------------	-----

INTRODUCTION

L'importance de la cornée se manifeste par la puissance dioptrique qu'elle présente : environ les trois quarts du pouvoir réfracteur du globe oculaire. Par conséquent, nous pouvons bien imaginer l'ampleur du rôle que peut jouer la cornée dans la formation de l'image rétinienne et la nécessité d'une étude approfondie de sa forme géométrique et de sa contribution à la vision.

Voilà bientôt trois siècles écoulés depuis la première tentative de mesure de la surface antérieure de la cornée, cependant la forme précise de cette surface nous reste presque inconnue.

Il est au premier abord difficile de comprendre qu'une couche épaisse de 0,5 mm environ, composée principalement de tissus conjonctivaux, puisse avoir le même effet optique qu'une lame de verre ou d'eau de même épaisseur. Comme tous les phénomènes physiologiques, la cornée est soumise au cours du temps à l'action des facteurs locaux "mécano-optico-génétiques",

Ainsi, la forme de la cornée n'est pas l'expression d'un état final immuable. Elle résulte plutôt d'un équilibre dynamique maintenu par un processus adéquat d'échanges de matière.

avec dépense d'énergie, dont il faut tenir compte lors de l'étude de la forme cornéenne.

Une question se pose, est-ce-que la forme de la cornée peut-être mise en équations et admettre la contrainte rigide d'une série de lois ?

Une représentation rigide risque de nous éloigner de la réalité : en biologie comme en physiologie, les mathématiques servent mais n'asservissent pas.

A partir de cette donnée nous proposons deux méthodes de photokératoscopie cornéenne. Dans la première méthode la cornée agit comme surface "émettrice". Cette méthode nouvelle semble fructueuse, mais les exigences pratiques de son application requièrent l'utilisation d'un montage optique spécial et très précis, dont le coût est élevé. Malgré ces difficultés, nous avons pu obtenir une précision de 0,05 mm sur l'extrême périphérie de la cornée.

L'autre méthode est basée sur l'utilisation d'une équation différentielle et d'un photokératoscope plus classique que nous avons conçu, et dont l'ensemble est caractérisé par la précision (0,02 mm sur l'extrême périphérie) et la rapidité de mesures, ce qui permet de déceler la moindre déformation. On a insisté, sur la notion de rapidité, afin d'éliminer le facteur temps, qui peut entacher les mesures par les aléas qu'il entraîne (fatigue du sujet, etc...)

Les résultats obtenus nous montrent que chaque cornée, même chaque demi-méridien, a une forme spéciale, caractéristique de l'état et conditions du sujet, lors des prises de mesures. Nous pensons avec certains auteurs que le rythme nycthémeral est peut-être

un des facteurs de cette forme. Toutefois son effet n'a pas été confirmé expérimentalement.

Guidé par les résultats obtenus et l'idée de pouvoir détecter des variations éventuelles, nous avons été amenés à définir la surface cornéenne par la différence qu'elle présente avec son cercle osculateur dans différentes conditions : après le port des lentilles de contact dures, lentilles de contact souples et surtout en vision scotopique. Il ne semble pas qu'on trouve chez les auteurs une étude de la myopie nocturne en fonction de la forme de la cornée. Peut-être les résultats obtenus pourront-ils contribuer à l'explication de ce phénomène.

On s'est souvent demandé quelle était la participation de la forme cornéenne à des phénomènes se situant au-dedans du globe oculaire, tels que l'image rétinienne ou plus précisément la répartition de la tache image sur la rétine et sa qualité. La contribution de la cornée est certaine, mais la qualité de l'image qu'elle fournit n'a pas été jusqu'ici mise en évidence. C'est pourquoi, nous avons été amenés à dissocier le rôle du cristallin de celui de la cornée en mesurant d'une part l'aberration sphérique de l'oeil complet, et d'autre part celle de la cornée seule. Cette dissociation nous montre l'importance de l'aberration sphérique cornéenne qui atteint, et même dépasse celle de l'oeil global. Cela expliquerait l'existence du phénomène de pseudo-accommodation chez les sujets aphaques, privés de leur cristallin, et le rôle "compensateur" joué par ce dernier.

Comme conséquence de ces résultats, nous avons pu déterminer expérimentalement la forme des deux surfaces cristalliniennes, qui s'écartent sensiblement de la forme sphérique.

En définitive nous avons conscience qu'au cours de ce travail nous avons posé plus de problèmes que nous n'en avons résolus ; mais n'est-ce pas là le sort de beaucoup de recherches, qui se font par étapes ?

Ce travail a été réalisé dans le Laboratoire de
Physique Appliquée aux Sciences Naturelles, du Muséum National
d'Histoire Naturelle.

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude envers
Monsieur le Professeur Y. LE GRAND, qui nous a accueilli dans
son Laboratoire, et qui nous a comblé par la confiance qu'il nous
a accordée, ainsi que par l'aide et les conseils qu'il a bien
voulu nous prodiguer.

Nous remercions très vivement Monsieur le Professeur
A. MONNIER qui nous a fait le grand honneur d'accepter la
présidence de cette thèse, avec nos sentiments de très respectueuse
admiration.

Nous témoignons notre reconnaissance à Monsieur le
Professeur A. ARNULF qui a bien voulu s'intéresser à notre travail
et qui nous a constamment soutenu et guidé de ses conseils, lors
de la préparation de ce travail.

Nous remercions très sincèrement Monsieur le Professeur
M. FRANÇON qui nous a reçu avec bienveillance, nous a donné de
très judicieux conseils et nous a fait l'honneur de bien vouloir
faire partie du Jury de cette thèse.

Nous remercions Monsieur BONNET de son attention et
de son aide matérielle ainsi que le Docteur MASSIN qui nous a

aimablement mis en contact avec ses patients des Quinze-Vingts.

Nous remercions également toutes les personnes du Laboratoire, chercheurs et techniciens qui, par leur compétence et leur gentillesse, nous ont aidé dans la réalisation de cette thèse.

Enfin, nous tenons à associer à ce travail tous nos amis pour les échanges fructueux et le soutien moral que nous leur devons.

PREMIER CHAPITRE

1. PRINCIPE DES MESURES

Toutes les mesures cornéennes réalisées jusqu'à nos jours sont basées sur les propriétés optiques de la cornée, considérée comme surface réfléchissante. Rare est l'étude analytique de la surface cornéenne. Par contre, les procédés de mesures sont nombreux et différents. Ils consistent généralement à mesurer la taille d'un objet ou d'une mire réfléchie sur la cornée.

Soit y la dimension de l'objet et d la distance entre l'objet et le foyer de la cornée, y' l'image virtuelle derrière la cornée (fig. 1). Le rayon de courbure est égal à :

$$r = - 2 d \frac{y'}{y}$$

En réalité nous ne connaissons pas d ; en première approximation on peut remplacer d par x (distance entre l'objet et le plan sommet de la cornée), en négligeant $r/2$ par rapport à ces longueurs ; en remplaçant d par $x - r/2$, on obtient :

$$r = - 2 x \frac{y'}{y - y'}$$

Or, y' étant très petit par rapport à y en ophtalmométrie

on peut écrire :

$$r = - 2 x \frac{y'}{y}$$

Il suffit donc de mesurer la dimension y' de l'image virtuelle de l'objet y , connaissant la distance x de celui-ci au sommet de la cornée, on obtient le rayon de courbure r . Pour une cornée le rayon de courbure ainsi trouvé ne correspond pas au rayon réel de la zone explorée, mais aux valeurs relatives de r obtenues en étalonnant les ophtalmomètres ou kératomètres au moyen de billes sphériques réfléchissantes.

Les méthodes de mesures assimilent la surface cornéenne à une surface mathématiquement connue. Elles permettent de déterminer la courbure de la section de la surface par un plan de coupe convenablement choisi. En supposant (ce qui n'est qu'une approximation) que la cornée soit une surface de révolution, on prend comme plan de coupe un plan passant par l'axe et on obtient ainsi comme section une méridienne de la surface. Par conséquent, le plan de coupe contient les normales des points de la surface le long de cette méridienne.

Le fondement théorique de ces méthodes de calcul se rapportant à un tel ensemble a été établi par GULLSTRAND. La représentation de Gullstrand est pour l'essentiel la suivante :

La courbe A_0, A_2 représente une coupe normale d'une surface à courbure variable, qui décroît du centre vers la périphérie. Les normales issues de A_1 et A_2 se coupent au point C . Sur la figure 2, l'axe des y du système de coordonnées coïncide avec la normale en A_0 , avec A_0 comme point de départ. De C on tire une droite parallèle à l'axe des y et des deux points A_1 et A_2 des perpendiculaires à cette droite qui sont respectivement A_1B et A_2E . Une droite menée par A_1 parallèlement à l'axe des y coupe la droite tirée à l'aplomb

de A_2 en H . Les deux normales A_1C et A_2C forment les angles φ_1 et φ_2 avec l'axe des y .

Dans le cas où les points A_1 et A_2 se trouvent très près l'un de l'autre, le point C peut être considéré comme centre de courbure de cet élément d'arc.

Le rayon de courbure de l'élément est désigné par R .
ainsi

$$A_1B = A_1C \sin \varphi_1$$

$$A_2E = A_2C \sin \varphi_2$$

en posant

$$A_1C = A_2C = R$$

alors

$$A_1B = R \sin \varphi_1$$

$$A_2E = R \sin \varphi_2$$

Lorsqu'on désigne par x_1, y_1 et x_2, y_2 les coordonnées des points A_1 et A_2 on obtient :

$$A_2E - A_1B = A_2H = x_2 - x_1 = R(\sin \varphi_2 - \sin \varphi_1)$$

ou

$$R = \frac{x_2 - x_1}{\sin \varphi_2 - \sin \varphi_1}$$

d'une manière correspondante on obtient

$$R = \frac{y_2 - y_1}{\cos \varphi_2 - \cos \varphi_1}$$

C'est la formule de GULLSTRAND.

Pour réaliser de telles mesures, des appareils ont été conçus, tels que l'ophtalmomètre, le kératomètre et le photokératoscope.

Dans l'ophtalmomètre on obtient directement les images du test projeté sur la cornée, soit dans la zone centrale, dite

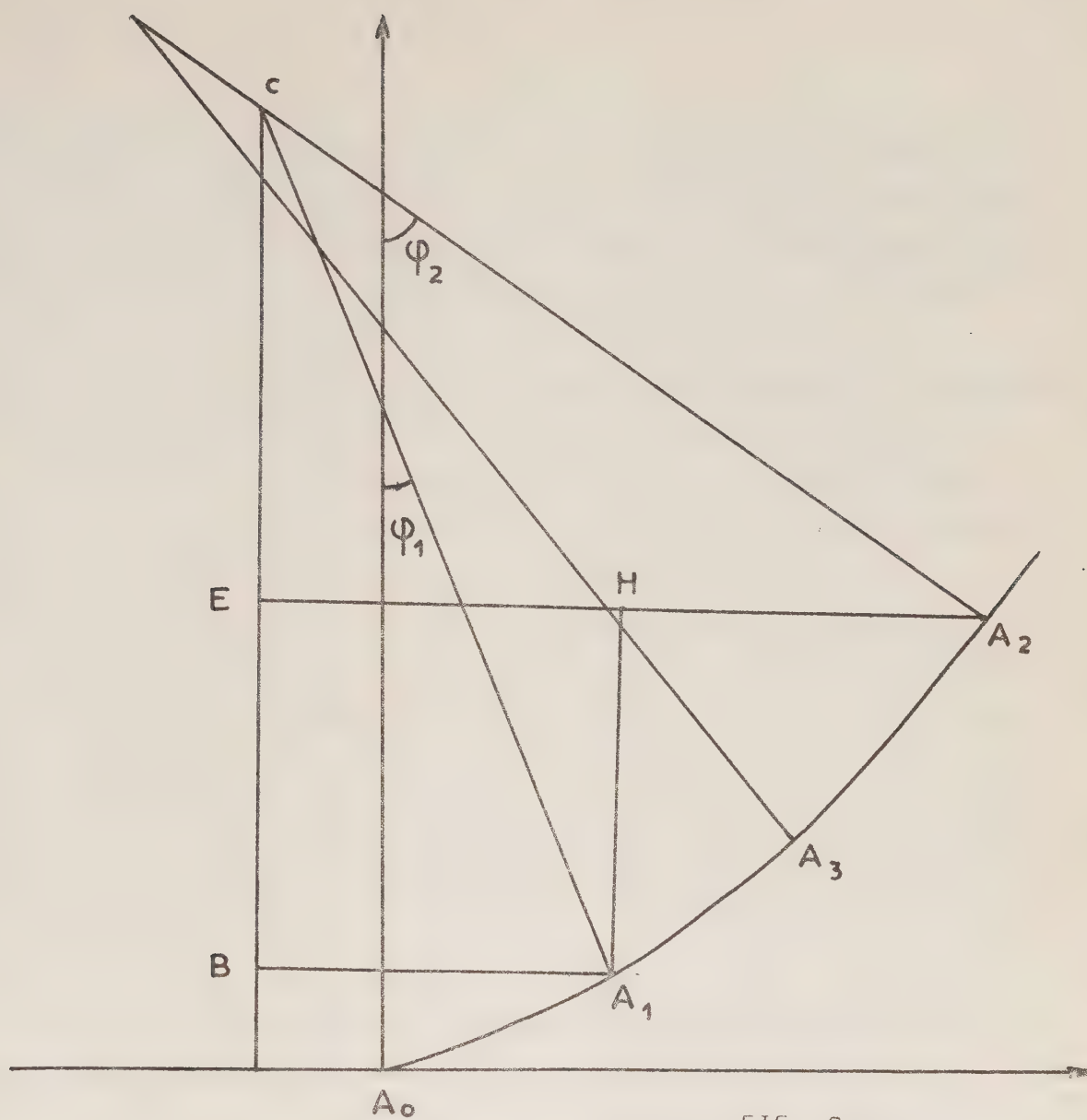


FIG. 2

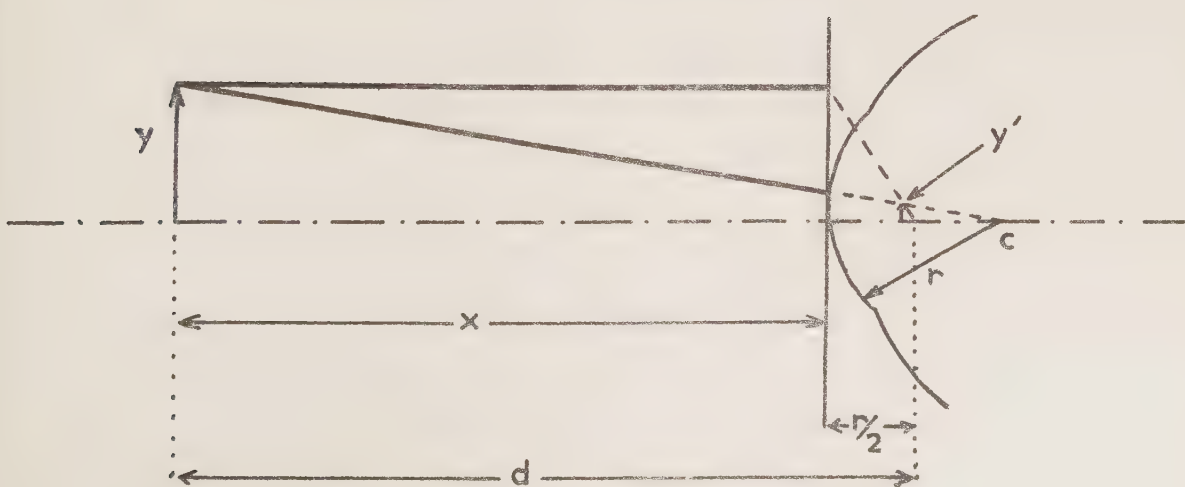


FIG. 3

optique (mesure classique) soit dans les différentes zones allant du centre vers la périphérie (mesure spécifique). Dans ces méthodes, ce que l'on mesure, c'est l'angle sous-tendu par les normales aux points de réflexions de sorte que la surface entre ces deux points est considérée comme sphérique.

En photokératoscopie, on enregistre les images sur l'émulsion sensible de l'appareil photographique . Autrement dit, on analyse la reproduction de la surface cornéenne, en mesurant les flèches sagittales et tangentielles le long d'un méridien connu. Le fait qu'on ne peut pas estimer avec précision un rayon de courbure donné sauf dans le cas de flèches larges, constitue une difficulté inhérente à cette approche. L'utilisation de la méthode des flèches larges pour une surface asphérique ne donne qu'une moyenne de la courbure de la zone mesurée.

La stéréophotogrammétrie est une méthode de mesure de coordonnées tridimensionnelles, analogue à celle du nivellement par photographie aérienne, où l'on dessine les lignes de niveau de la cornée.

Malgré la diversité des méthodes décrites par différents auteurs, nous pouvons les classer sous deux rubriques :

1°) Mesure optique directe

2°) Mesure photographique

2. MESURES ANTERIEURES

1°) Mesure optique directe :

C'est au début du XVII^e siècle que le Père Jésuite Christopher SCHEINER¹⁾ tenta de mesurer la cornée en plaçant divers miroirs convexes à côté de l'oeil du sujet.

KOHLRAUSH²⁾ (1839) mesura directement l'image de l'objet réfléchi sur la cornée en se servant du télescope de KEPLER.

SENF³⁾ (1846), à l'aide d'une méthode analogue à celle de KOHLRAUSH assimila la cornée à un ellipsoïde.

HELMOLTZ⁴⁾ (1854) fut le premier à introduire un système de dédoublement dans son ophtalmomètre à mire fixe. Il rendit ainsi la mesure indépendante des mouvements des yeux.

COCIUS⁵⁾ (1867), LANDOLT⁶⁾ (1878), JAVAL-SCHIÖTZ⁷⁾ (1881), SUTCLIFFE⁸⁾ (1907) et HARTINGER⁹⁾ (1907) proposèrent différents dispositifs de mesures. A l'encontre de l'ophtalmomètre de Helmholtz celui de Javal possède des mires mobiles et un système duplicateur fixe (prisme biréfringent), on remarque qu'il est plus commode mais moins précis. Sa maniabilité est à la source de sa diffusion. Il fut expérimenté par différents auteurs tels que BLIX, NORDENSEN, BURNETT et TSCHERNING. On trouvera leur exposé intégral, leurs résultats ainsi que leurs témoignages dans les "Mémoires d'Ophtalmométrie" édité par Masson en 1891¹⁰⁾.

FINCHAM¹¹⁾ (1925), fut le premier à mesurer directement la périphérie cornéenne par pointé, en se servant du microscope à autocollimation.

BERG¹²⁾ (1929) modifia l'ophtalmomètre de Javal-Schiötz, en plaçant en avant de l'ophtalmomètre un ensemble de deux lentilles formant un système grossissant afocal. Il a pu explorer une zone de 1 mm de diamètre. Ainsi il put mesurer la périphérie cornéenne.

MANDELL¹³⁾ (1962) modifia le kératomètre de BAUCH et LOMB en perçant des trous sur les mires du système à une équidistance déterminée. Il plaça derrière le système du dédoublement standard un prisme de $2,25^\circ$. Les points de fixation observés par le sujet se trouvant à $2,5^\circ$ d'intervalle. La zone cornéenne ainsi explorée était de l'ordre de 1 mm de diamètre.

BONNET¹⁴⁾ (1964), utilisa un ophtalmomètre ayant le même principe que celui de Zeiss, où les mires-objets sont au foyer de deux collimateurs symétriques. Il modifia le système duplicateur afin que cet appareil fonctionne à la fois comme ophtalmomètre classique par utilisation et dédoublement des deux images de deux mires, et comme ophtalmomètre spécifique par utilisation de l'image d'une seule mire et mesure par dédoublement de cette image. Cette dernière utilisation explore une zone de 0,5 mm de diamètre.

2°) Mesure photographique

C'est en 1896 que GULLSTRAND¹⁵⁾ a ouvert l'ère de la photokératoscopie. Il interpréta la forme de la cornée en fonction des distances entre les anneaux images, utilisant comme objet le disque de Placido¹⁶⁾ (1880). L'objet consiste en cercles noirs et blancs dessinés de telle sorte que l'intervalle entre deux cercles soit proportionnel au rayon des éléments de surface correspondante. Autrement dit, en se servant des mesures des séparations entre les cercles, comme équivalent aux hauteurs métriques des points de réflexion, il détermina le rayon de courbure de chaque élément photographié, postulant ainsi que la dimension de l'élément était proportionnelle à son rayon. Chaque valeur de rayon de courbure était ensuite assignée à la normale, sur le centre de l'élément dont l'angle par rapport à l'instrument était fixe.

FISCHER¹⁷⁾ (1927) utilisa un objet virtuel plutôt que réel. Il en résulte que l'image réelle est reproduite directement sur la pellicule. Cet appareil appelé "réflectographe" est décrit comme sensible mais cependant incommode pour l'application clinique.

BERG¹⁸⁾ (1929) s'est servi de traits gravés, placés sur une paire d'arcs perpendiculaires. L'image réfléchie, était photographiée en plaçant la cornée au centre commun des deux arcs.

DEKKING¹⁹⁾ (1930) après une étude comparative des différentes méthodes utilisées historiquement en photokératoscopie, nota que l'objet plan produit l'image la plus défectueuse. En vue de diminuer les aberrations qui affectent l'image réfléchie sur la cornée, tout en maintenant sa totalité sur la surface mesurée, il utilisa comme objet des cercles de diamètres constants centrés sur l'axe optique de l'appareil photographique. Cependant, aucune tentative d'analyse mathématique de la forme de la cornée n'a été poursuivie.

AMSLER et HARTINGER²⁰⁾ (1930), FINCHAM²¹⁾, REYNOLDS et KRATT²²⁾ (1959), ont appliqué à nouveau la méthode de Gullstrand, qui consiste à utiliser un objet-plan, sans tenir compte des limitations imposées par les postulats sous-jacents à cette approche.

LENOBLE²³⁾ (1952), COCHET et AMIARD²⁴⁾ (1966), ont repris l'idée première de Berg, qui consiste à utiliser les deux arcs perpendiculaires. Ils ont cependant apporté quelques modifications à l'appareillage. Le premier a obtenu directement les coordonnées du profil par intégration graphique. Les seconds ont utilisé les propriétés des cercles coaxiaux.

KNOLL, STIMSON et WEEKS²⁵⁾ (1957) ont substitué aux arcs de Berg un hémisphère doté de cercles translucides, sans donner aucune méthode de dépouillement des kératographes.

STONE²⁶⁾(1962) a démontré empiriquement les limites de l'objet hémisphérique.

KNOLL²⁷⁾(1961) a perfectionné la présentation de l'appareil de Dekking sans apporter des modifications sensibles à la précision des résultats .

MANDELL²⁸⁾(1967) s'est servi d'un photokératoscope à anneaux gravés à l'intérieur d'un cylindre en plastique réduit à l'échelle de l'oeil. Ainsi il a pu photographier la cornée chez le nouveau-né.

Nous remarquons en général que tous ces auteurs se sont servi d'un objet dérivé du disque de Placido, avec des modifications plus ou moins judicieuses de sa forme dans l'espace, pour avoir plus de précision à la périphérie cornéenne.

Cependant, on remarque que la presque totalité des photos prises à l'aide des instruments mentionnés ci-dessus, sont entachés d'erreurs dues :

- Soit à l'utilisation des systèmes photographiques à grande ouverture, augmentant ainsi la valeur des aberrations géométriques.
- Soit à l'utilisation des systèmes photographiques à faible ouverture d'où l'augmentation de la profondeur de mise au point.

ERGELET²⁹⁾(1922), fut le premier à employer les propriétés de la restitution photographique pour mesurer la surface cornéenne. Il repérait les points sur la surface par aspersion d'une poudre de talc. Il disposait régulièrement à travers l'image spatiale de la cornée des coupes parallèles à la plaque sur différentes distances.

Il déterminait dans chaque coupe les coordonnées d'un certain nombre de points de la surface. L'image s'obtient par la réunion sur une ligne des points d'égale hauteur. Ce procédé

permet théoriquement l'obtention des coordonnées spatiales d'un certain nombre de pointés de forme quelconque. Ce procédé de mesure a été repris par KOKOTT³⁰⁾, RZYMKOWSKY³¹⁾ (1940), BERTOTTO³²⁾ (1948) et plus récemment par BONNET³³⁾ (1959), qui donna plus de précision aux conditions de prises de vues et de restitution, d'où amélioration des résultats obtenus.

Malgré la généralité et la précision théorique de cette méthode, nous remarquons que les informations fournies sont entachées d'erreurs dues au déroulement de l'expérience, à savoir :

- 1°) L'anesthésie de la cornée du sujet.
- 2°) La vaporisation de poudre de talc qui peut soit masquer certaines déformations, soit provoquer d'autres irrégularités.
- 3°) L'écartement mécanique des paupières.

Compte tenu de la nature fragile et déformable de la cornée, on peut imaginer à l'avance que la surface mesurée ne correspond pas à la surface cornéenne réelle. Par suite, lors de l'interprétation des stéréogrammes on définit par approximations le centre de courbure en un point d'une courbe méridienne de la surface cornéenne, comme le centre de courbure d'un arc de 1 mm de longueur.

Nous pensons que tout ceci limite la généralité de la méthode et lui fait perdre en partie sa valeur clinique et expérimentale. D'ailleurs il semble que Bonnet ait abandonné cette méthode en faveur de l'ophtalmométrie.

3. ETUDE ANALYTIQUE

Berg rappelle que les points de mesure de la courbure cornéenne ne peuvent être infiniment rapprochés : Cela n'aurait

aucun sens du point de vue expérimental malgré la définition analytique du rayon de courbure ; il donne des références pratiques sur leur écartement.

Ainsi, par exemple Gullstrand, pour la mesure de la surface antérieure de la cornée par voie photographique, avait choisi une différence d'angle de normales d'environ 5° ^{*} ; ERIKSEN³⁴⁾ avait choisi une différence de coordonnées de 1 mm ^{*} dans ses mesures cornéennes effectuées avec l'ophtalmomètre de Javal-Schiötz. Comme la condition de validité de la formule de Gullstrand ne peut alors être remplie exactement, une erreur s'attache en général à de tels calculs. Par conséquent il n'est pas sans intérêt de rechercher selon les conditions d'erreur les directions et les taux d'approximation.

Il est ainsi facile de s'apercevoir que pour un cercle, dont la courbure est constante, la formule de Gullstrand est valable rigoureusement même pour une distance finie entre les deux points successifs.

Berg a attaché une grande importance à l'étude des erreurs de mesure, et il a montré que le rayon de courbure obtenu par ophtalmométrie classique ne correspondait pas au rayon de courbure réel de la zone explorée, à moins d'ajouter un terme correctif à la formule de Gullstrand. Finalement il a supposé que la coupe de la surface cornéenne est une développante de cercle, et ceci pour deux raisons :

- 1°) Il y a une ressemblance entre l'allure des deux surfaces à cause de l'augmentation du rayon de courbure du centre vers la périphérie.

* Ce qui correspond à une différence de coordonnée de $0,65 \text{ mm}$ pour un rayon de $7,5 \text{ mm}$ et $0,87 \text{ mm}$ pour un rayon de 10 mm .

* Cela correspond à une différence angulaire de $7^{\circ}4'$ pour $R_0 = 7,5 \text{ mm}$ et $5^{\circ}45'$ pour $R_0 = 10 \text{ mm}$.

2°) Elle correspond à l'application de la formule de Gullstrand.

Si nous étudions de plus près la question dans le cas d'une courbure variable par la méthode de développante le problème serait plus complexe. Il est bien connu que l'expression analytique du rayon de courbure est :

$$R = \frac{ds}{dt}$$

R = rayon de courbure

t = angle de la tangente avec l'abscisse

s = abscisse curviligne.

On a ainsi pour la développante d'un cercle :

$$R = \frac{ds}{dt} = \sqrt{2rs}$$

où

$$dt = \frac{1}{\sqrt{2rs}} \cdot ds$$

par intégration on obtient

$$t = \int \frac{1}{\sqrt{2r}} \int \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot ds$$

Or il serait intéressant de prendre le problème dans toute sa généralité où R et r ne sont plus constants en introduisant la valeur $\frac{1}{\sqrt{2r}}$ dans l'intégrale qui prend alors la forme suivante :

$$t = \int \frac{1}{\sqrt{2r(s)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{s}} ds$$

A priori il est presque impossible de calculer cette intégrale qui est une fonction inconnue de s. Dans cette généralité on remarque que nous ne possédons pas d'information suffisante pour résoudre les équations. Autrement dit, il est indispensable de connaître une des deux surfaces pour avoir l'autre.

Nous sommes ainsi amenés à chercher deux moyens consistant à trouver :

- La développée de la courbe
- La forme réelle de la courbe

Mais en définitive ce qui nous intéresse, c'est de connaître la forme de la cornée. Ainsi, nous chercherons à établir trois méthodes d'analyse des résultats expérimentaux, et deux photokératoscopes (dispositifs de mesures) aptes à fournir des images précises. Une telle étude doit répondre à plusieurs exigences, dont voici l'essentiel :

- . Une analyse mathématique libre des postulats fixés dès le départ.
- . Une analyse dépendant de la constance physique de l'instrument de mesure.
- . Une bonne précision sur l'extrême périphérie cornéenne.
- . Une information instantanée de toute la surface cornéenne par une seule mesure.
- . Un temps de pose minimal, afin de restreindre les causes d'erreurs.
- . Une image non entachée d'incertitude de mise au point, ni d'aberrations géométriques, dans la mesure du possible.

4. METHODES D'ANALYSES PROPOSEES

L'essentiel en photokératoscopie ne réside pas uniquement dans la qualité des images obtenues sur l'émulsion photographique, mais aussi dans la méthode d'analyse des clichés et de la précision requise sur la topologie cornéenne. Afin d'assurer une précision acceptable sur le profil exploré, il s'avéra nécessaire de trouver une relation entre le caractère de surface de l'objet

utilisé et celui de la surface explorée, à partir de laquelle les méthodes d'analyses seront conçues.³⁵⁾

Si l'on utilise comme objet une série d'anneaux, le rayon de courbure de la surface testée est calculé à partir de la disposition et des dimensions des anneaux et de leurs images. Image optique signifie que tous les rayons émis d'un point objet, convergent vers un point image conjugué.

Le choix de notre objet (kératoscope) s'est fixé sur les anneaux cylindriques parce qu'ils correspondent au mieux aux conditions expérimentales, et il est d'ailleurs facile de vérifier empiriquement que cette forme peut réduire toutes les aberrations : aberrations sphériques, coma, astigmatisme, courbure de champs et distorsion.

Revenant aux relations entre le caractère de la surface de l'objet et celui de la surface explorée, on peut distinguer les cas suivants :

- 1°) Anneaux diffusants, surface réfléchissante
- 2°) Anneaux réfléchissants, surface réfléchissante
- 3°) Anneaux diffusants, surface diffusante
- 4°) Anneaux réfléchissants, surface diffusante

PREMIERE METHODE

- Anneaux diffusants, surface réfléchissante :

Le rayon venant de a, b , incident sur la surface réfléchissante $\angle$, est réfléchi parallèlement à l'axe de l'instrument (système télécentrique comprenant un diaphragme au foyer image de l'objectif photo). le point d'impact I de coordonnées x, y se situe sur la surface explorée ; soit X, Y un point courant sur la normale et θ l'angle que fait le prolongement du rayon incident avec l'axe de l'instrument (fig. 3).

La normale prend alors la forme suivante ;

$$Y - y = - \operatorname{tg} \rho / 2 \cdot (X - x)$$

La pente de la normale s'écrit

$$- \frac{1}{\frac{dy}{dx}} = - \operatorname{tg} \rho / 2 \quad \text{-----1)}$$

$$- \operatorname{tg} \rho = \frac{b - y}{a - x} \quad \text{-----2)}$$

or

$$\operatorname{tg} \rho = \frac{2 \cdot \operatorname{tg} \rho / 2}{1 - (\operatorname{tg} \rho / 2)^2} \quad \text{-----3)}$$

En remplaçant les valeurs de $\rho / 2$ et ρ des équations 1 et 2 dans l'équation 3, on obtient :

$$- \left(\frac{b-y}{a-x} \right) = \frac{2 \left(\frac{1}{\frac{dy}{dx}} \right)}{1 - \left(\frac{1}{\frac{dy}{dx}} \right)^2}$$

$$- \left(\frac{b-y}{a-x} \right) = \frac{2 \cdot dy/dx}{(dy/dx)^2 - 1}$$

$$(dy/dx)^2 - 1 = -2 \left(\frac{a-x}{b-y} \right) dy/dx$$

$$(dy/dx)^2 + 2 \left(\frac{a-x}{b-y} \right) dy/dx - 1 = 0$$

$$dy/dx = - \left(\frac{a-x}{b-y} \right) \pm \sqrt{\left(\frac{a-x}{b-y} \right)^2 + 1}$$

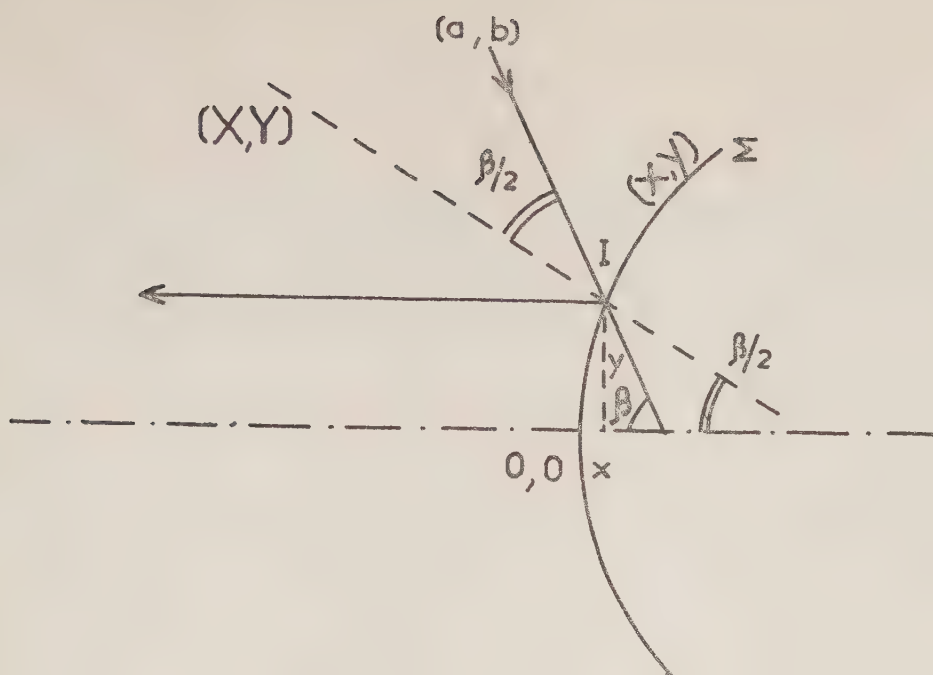


FIG. 3

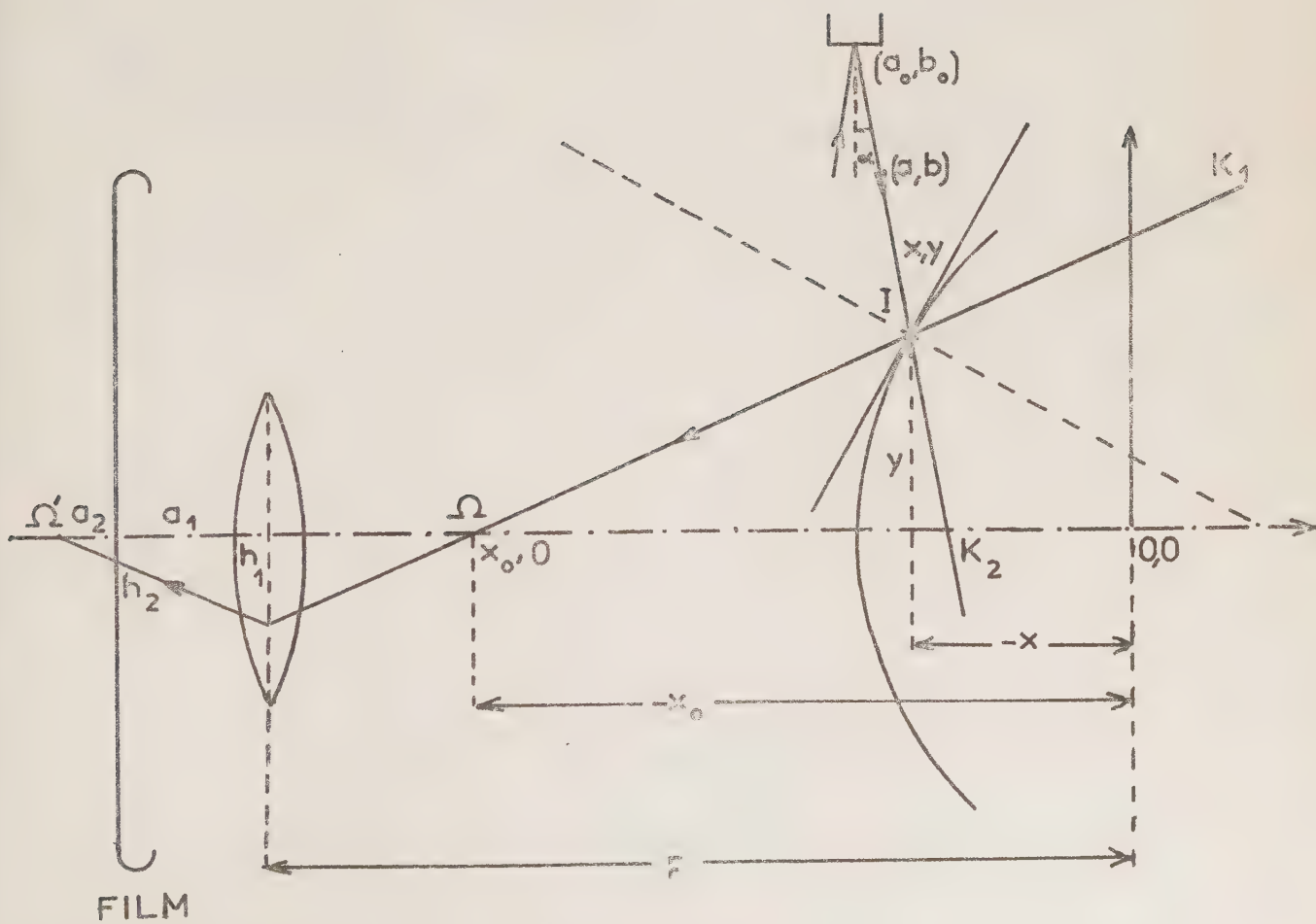


FIG. 4

Lorsque y est positif, x' est normalement positif. Ce qui signifie que seuls les signes positifs de la racine carrée, donnent des résultats ayant un sens physique.

$$\boxed{dy/dx = - \left(\frac{a-x}{b-y} \right) + \sqrt{\left(\frac{a-y}{b-y} \right)^2 + 1}} \quad \text{-----4}$$

C'est une équation générale qui représente la forme d'une surface quelconque. Le diaphragme situé au foyer image de l'objectif a simplifié les calculs. Selon le théorème des équations différentielles on peut connaître l'existence de la solution, mais on ne peut pas représenter la solution sous la forme d'une fonction définie à moins de trouver une relation entre a et y , autrement dit, entre la position de l'objet (anneau du kératoscope) et l'image correspondante.

DEUXIEME METHODE

- Anneaux réfléchissants, surface réfléchissante :

Soit a_0 , b_0 les coordonnées d'un anneau quelconque du kératoscope, I le point d'impact sur la surface cornéenne, x_0 le point d'intersection du rayon réfléchi avec l'axe de l'instrument, h_1 est la hauteur d'incidence sur l'objectif photo et h_2 la hauteur d'incidence sur le film (h_1 et h_2 deux hauteurs métriques) ; a , b un point quelconque sur le rayon incident (fig. 4).

Ω et Ω' sont conjugués

L'équation du rayon réfléchi K_1

$$\begin{aligned} \frac{1}{a_2 - a_1} + \frac{1}{p + x_0} &= \frac{1}{f} \\ \frac{1}{p + x_0} &= \frac{1}{f} - \frac{1}{a_1 + a_2} \\ &= \frac{a_1 + a_2 - f}{(a_1 + a_2)f} \end{aligned}$$

$$p + x_0 = \frac{(a_1 + a_2) f}{a_1 + a_2 - f}$$

Soit A un point courant sur K_1 de coordonnée a , b

$$b = \frac{h_1}{p+x_0} (a - x_0) \quad \text{-----5)}$$

$$\frac{h_2}{a_2} = \frac{h_1}{a_1 + a_2}$$

$$h_1 = \left(\frac{a_1 + a_2}{a_2} \right)$$

En substituant la valeur de h_1 dans l'équation 5 , on obtient :

$$b = \frac{a_1 + a_2 - f}{(a_1 + a_2) f} \cdot \frac{a_1 + a_2}{a_2} \cdot h_2 (a - x_0)$$

Ainsi l'équation du rayon réfléchi K_1 prend la forme suivante :

$$b = \frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} \cdot h_2 (a - x_0) \quad \text{-----6)}$$

l'équation du rayon incident K_2 devient

$$b - b_0 = - \frac{1}{\operatorname{tg} \sigma} (a - a_0) \quad \text{-----7)}$$

x , y sont les points d'intersection des deux droites. Lorsqu'on substitue les valeurs de a , b par x , y on obtient

$$y = \frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 (x - x_0) \quad \text{-----8)}$$

$$y - b_0 = - \frac{1}{\operatorname{tg} \sigma} (x - a_0) \quad \text{-----9)}$$

En remplaçant la valeur de y de l'équation 8 dans l'équation 9

$$\frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 (x - x_0) - b_0 = - \frac{1}{\operatorname{tg} \sigma} (x - a_0)$$

$$\left\{ \frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 + \frac{1}{\operatorname{tg} \sigma} \right\} x = \frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 x_0 + b_0 + \frac{a_0}{\operatorname{tg} \sigma}$$

d'où

$$x = \frac{\frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 x_0 + b_0 + \frac{a_0}{\operatorname{tg} \sigma}}{\frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 + \frac{1}{\operatorname{tg} \sigma}} \quad \text{-----10)}$$

de l'équation 8 on obtient y

$$y = \frac{a_1 + a_2 - f}{a_2 f} h_2 \left\{ \frac{\operatorname{tg} \sigma (a_1 + a_2 - f) h_2 x_0 + b_0 \operatorname{tg} \sigma a_2 f + a_0 a_2 f}{\operatorname{tg} \sigma (a_1 + a_2 f - f) h_2 + a_2 f} - x_0 \right\} \quad \text{---11)}$$

Une étude préliminaire de la première méthode et de la deuxième méthode, permet de montrer que dans la méthode télécentrique la mesure de y est obtenue directement par dépouillement du film (kératographe) à un facteur multiplicatif près (grossissement) et sans correction supplémentaire due à une défocalisation éventuelle.

Par contre dans la méthode des anneaux réfléchissants (miroirs) et pupille quelconque (fixée selon l'objectif photo) on est amené à tenir compte d'une donnée supplémentaire l'angle. Ceci nous permettra d'éviter la différenciation. Par contre la précision de l'angle est d'une très grande importance. Le

calcul d'erreur nous montre que la précision varie de 4" à 14" selon la position de l'anneau.

De plus, des considérations de diaphragmation et d'étendue de la source, laissent prévoir l'extinction de certains anneaux du Kératographe. Une étude plus poussée, nous montrera ce fait. L'expérience s'effectue sur une bille sphérique réfléchissante, et sur un jeu d'anneaux réfléchissants (surface postérieure recouverte d'une couche chromée optique-métavoxe), les autres diffusants en plexiglas.

5. ETUDE COMPARATIVE ENTRE LES DEUX PREMIERES METHODES

Le dispositif expérimental comporte une source lumineuse, un condenseur, un diaphragme, un anneau, un pare-lumière, un écran et un appareil photographique. Le tout est monté sur un banc d'optique (fig. 5).

A) Condition de réflexion d'une source lumineuse ponctuelle :

Une lampe électrique alimentée par un transformateur t , sert de source lumineuse. Le filament de la lampe est réduit en le projetant par l'intermédiaire d'un condenseur C , sur un diaphragme d de 0,5 mm d'ouverture, afin d'obtenir des images plus précises. Cette petite image sert de source de faible dimension, dont on peut varier la luminance en réglant le courant qui traverse le filament. Du diaphragme la lumière est orientée vers la surface interne de l'anneau réfléchissant. On place devant l'anneau un pare-lumière sur lequel se trouve une fente annulaire. Ce pare-lumière consiste en un cercle en carton de diamètre approprié, qui sert à augmenter le contraste de l'image lumineuse sur l'écran dépoli.

B) Calcul des images de réflexion.

Dans la figure 6, P est l'origine des coordonnées polaires dans le plan image, dans lequel l'image réfléchie doit être représentée analytiquement. On cherche à calculer r , après avoir calculé P et OS'.

a) Calcul du pôle P

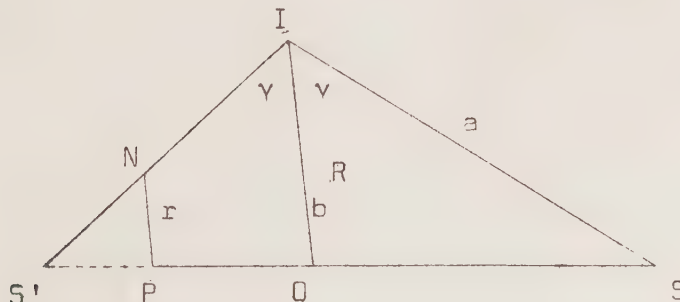
$$\text{soit } \frac{Z_p}{d} = \frac{Z_o}{X_o} \Rightarrow Z_p = \frac{Z_o}{X_o} d$$

$$\text{donc } P \left(-\frac{Z_o}{X_o} d, 0, -d \right)$$

$$\begin{aligned} \text{aussi } \overline{OP} &= \sqrt{\left(\frac{Z_o}{X_o} d \right)^2 + d^2} \\ &= d \sqrt{\frac{Z_o^2}{X_o^2} + 1} \end{aligned}$$

$$= \frac{d}{X_o} \sqrt{Z_o^2 + X_o^2}$$

b) Dans le plan du rayon lumineux nous avons:



$$a : \overline{IS} = \sqrt{(Z_0 - R \cos \alpha)^2 + (R \sin \alpha)^2 + X_0^2}$$

$$b : \overline{OI} = R$$

$$c : \overline{OS} = \sqrt{Z_0^2 + X_0^2}$$

Selon la loi de réflexion OI est la bisectrice de l'angle SIS' .

$\overline{NP}$ est parallèle à OI . $\overline{NP} = r$

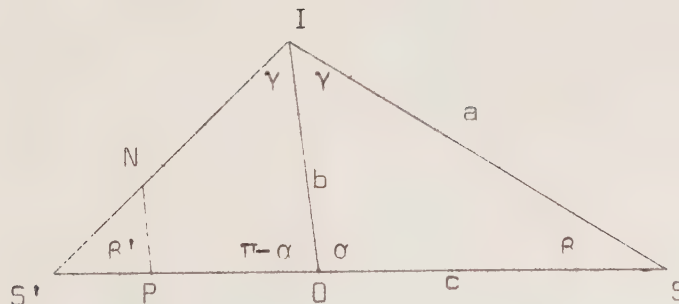
c)

$$\text{soit } \overline{OS}' = 1$$

$$\begin{aligned} \text{alors } \frac{1}{R} &= \frac{1 - \overline{OP}}{r} \quad \Rightarrow \quad r = \frac{1 - \overline{OP}}{1} R \\ &= \left(1 - \frac{\overline{OP}}{1} \right) R \end{aligned}$$

$$r = \left(1 - \frac{d}{X_0 l} \sqrt{Z_0^2 + X_0^2} \right) R$$

d) Calcul de l :



$$\frac{c}{1} = \frac{\sin \theta'}{\sin \theta}$$

$$\theta = 2\pi - (\alpha + \gamma)$$

$$\theta' = 2\pi - (\pi - \alpha + \gamma) = (\alpha - \gamma)$$

$$\frac{c}{1} = \frac{\sin(\alpha - \gamma)}{\sin(\alpha + \gamma)} = \frac{\sin \alpha \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma}{\sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \gamma}$$

$$= \frac{\frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} \cos \gamma - \cos \alpha}{\frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} \cos \gamma + \cos \alpha}$$

D'après les relations des cosinus

$$\cos \gamma = \frac{a^2 + b^2 - c^2}{2ab}$$

$$\cos \alpha = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}$$

$$\frac{c}{1} = \frac{\frac{a}{c} \cdot \frac{a^2 + b^2 - c^2}{2ab} - \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}}{\frac{a}{c} \cdot \frac{a^2 + b^2 - c^2}{2ab} + \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}} = \frac{a(a^2 + b^2 - c^2) - a(b^2 + c^2 - a^2)}{a(a^2 + b^2 - c^2) + a(b^2 + c^2 - a^2)}$$

$$\frac{c}{1} = \frac{a^2 - c^2}{b^2}$$

enfin

$$1 = \frac{c b^2}{a^2 - c^2}$$

e) En substituant les lettres (a,b,c) par leurs valeurs on obtient:

$$1 = \frac{\sqrt{Z_o^2 + X_o^2} R^2}{(Z_o - R \cos \alpha)^2 + R^2 \sin^2 \alpha + X_o^2 - Z_o^2 - X_o^2}$$

$$1 = \frac{\sqrt{Z_o^2 + X_o^2} R^2}{R - 2Z_o \cos \alpha}$$

f) d'où

$$r = \left(1 - \frac{d}{X_o} \frac{R - 2Z_o \cos \alpha}{\sqrt{Z_o^2 + X_o^2}} \right) R$$

$$r = \left(1 - \frac{d}{X_o} \right) R + 2 \frac{d}{X_o} Z_o \cos \alpha$$

Ainsi on arrive à représenter l'image réfléchiée en coordonnées polaires autour du pôle $P(-\frac{Z_o}{X_o} d, 0, -d)$.

où

r = rayon de l'image de réflexion.
 d = distance entre l'écran et l'anneau.
 X_o = distance entre la source et l'axe optique.
 Z_o = distance entre la source et l'anneau.
 R = rayon de courbure de l'anneau.

c) Discussion des images réfléchies :

a) Dans un premier cas on suppose que la source lumineuse se trouve sur l'axe optique $Z_0 = 0$; le pôle P sera dans ce cas également situé sur l'axe optique P (0,0, - d) ;

$r = (1 - \frac{d}{X}) R$. On obtient ainsi un cercle dont le centre se trouve sur l'axe optique. Pour $d = X_0$ le cercle se transforme en point.

b) Soit $Z_0 \neq 0$ distinguons alors entre :

1°) $d = X_0$

On obtient pour le pôle $P(-Z_0, 0, -d)$ l'équation de la figure de réflexion

$$r = 2 Z_0 \cos \alpha$$

On trouve un cercle autour du centre $M(0, 0, -d)$, de rayon Z_0 .

2°) $d < X_0$

Posons $A = (1 - \frac{d}{X_0}) R$ et $B = 2 \frac{d}{X_0} Z_0$.

A et B sont tous deux positifs, le point N décrit la courbe obtenue à partir du cercle de diamètre B et d'extrémité P en ajoutant la distance A à PN par rapport à P. N' décrivant le cercle en question. PN' étant algébrique sur le rayon polaire, notons toutefois que quand le point I décrit l'anneau une fois, le point N' décrit le cercle deux fois, ce qui peut donner éventuellement naissance à deux nœuds intérieurs au cercle.

$A < B$ on a un noeud.
 $A = B$ on a une pointe.
 $A > B$ on a une amorce de dépression.

3°) pour $d > X_0$

$A < 0$ et $B > 0$ il y a lieu de distinguer
 les 3 cas suivants :

$|A| < B$ on a un noeud
 $|A| = B$ on a une pointe
 $|A| > B$ on a une amorce de dépression.

La comparaison entre 2e et 3e révèle un certain changement des côtés.

$$\text{Si } A > 0 \quad A = B \Rightarrow \left(1 - \frac{d}{X_0}\right) R = 2 \frac{d}{X_0} Z_0$$

$$\text{d'où} \quad d = \frac{R X_0}{R + 2Z_0}$$

$$\text{Si } A < 0 \quad A = B \Rightarrow \left(\frac{d}{X_0} - 1\right) R = 2 \frac{d}{X_0} Z_0$$

$$\text{d'où} \quad d = \frac{R X_0}{R - 2Z_0}$$

On peut maintenant resumer les résultats comme suit:

$Z_0 \neq 0$			$Z_0 = 0$		
$d=0$	$\Rightarrow$	$r=R$	$r=R$	cercle	
$d < \frac{R X_0}{R + 2Z_0}$		amorce de dépression	$r = (1 - \frac{d}{X_0})R$	"	
$d = \frac{R X_0}{R + 2Z_0}$		une pointe	" "	"	
$\frac{R X_0}{R + 2Z_0} < d < X_0$		un noeud	" "	"	
$d = X_0$		cercle double	" "	pointe	
$X_0 < d < \frac{R X_0}{R - 2Z_0}$		noeud	" "	cercle	
$d = \frac{R X_0}{R - 2Z_0}$		pointe	" "	"	
$\frac{R X_0}{R - 2Z_0} < d < \infty$		amorce de dépression	" "	"	

On arrive ainsi à indiquer quelle partie du cercle de réflexion a produit celle de la figure de réflexion (construction géométrique de réflexion $r = A + B \cos \alpha$) par superposition de deux cercles .

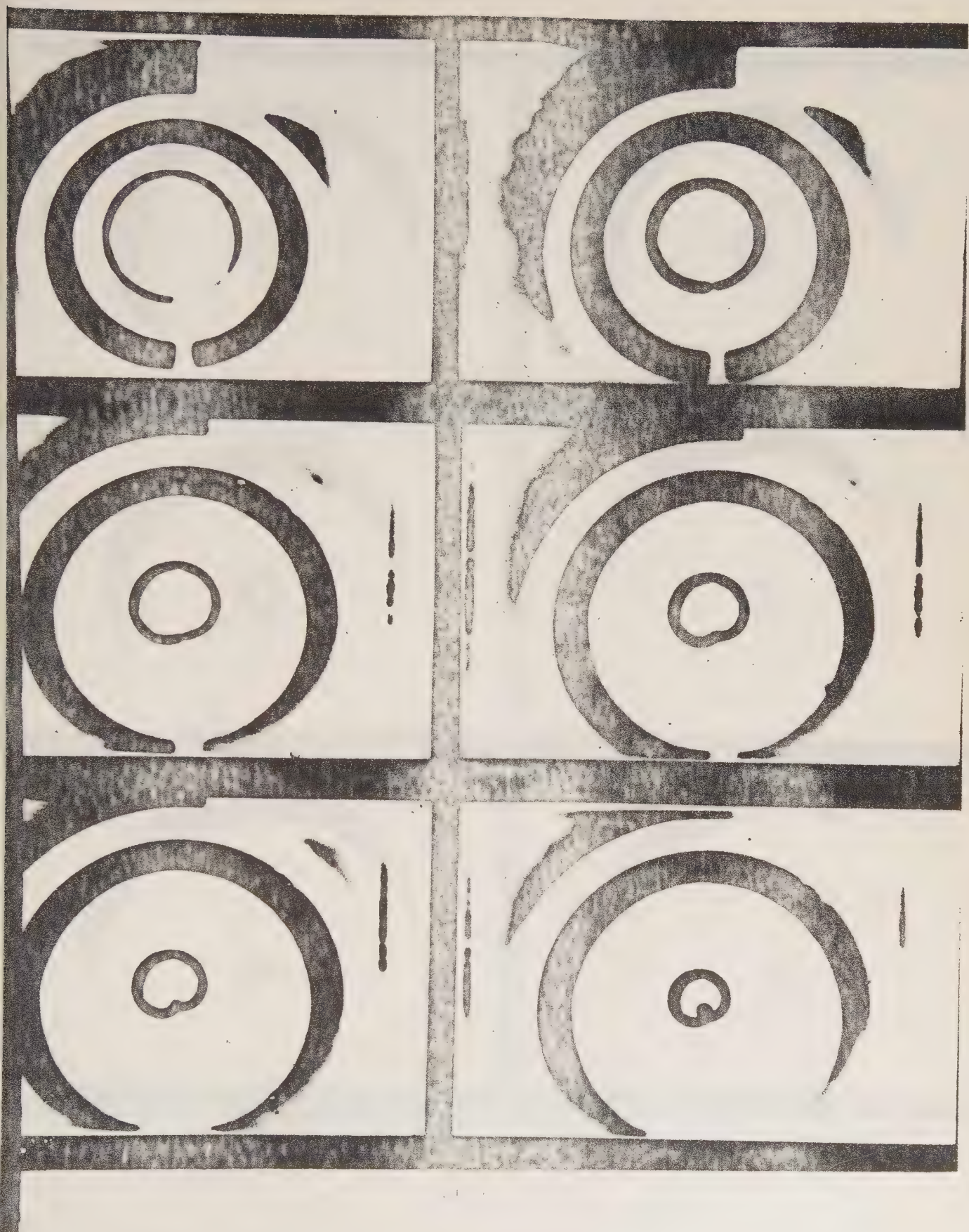
- 1 cercle : centre = origine des coordonnées polaires,
de rayon = A
- 2 cercle : le centre a pour coordonnées $\alpha = 0$ et
rayon = B/2

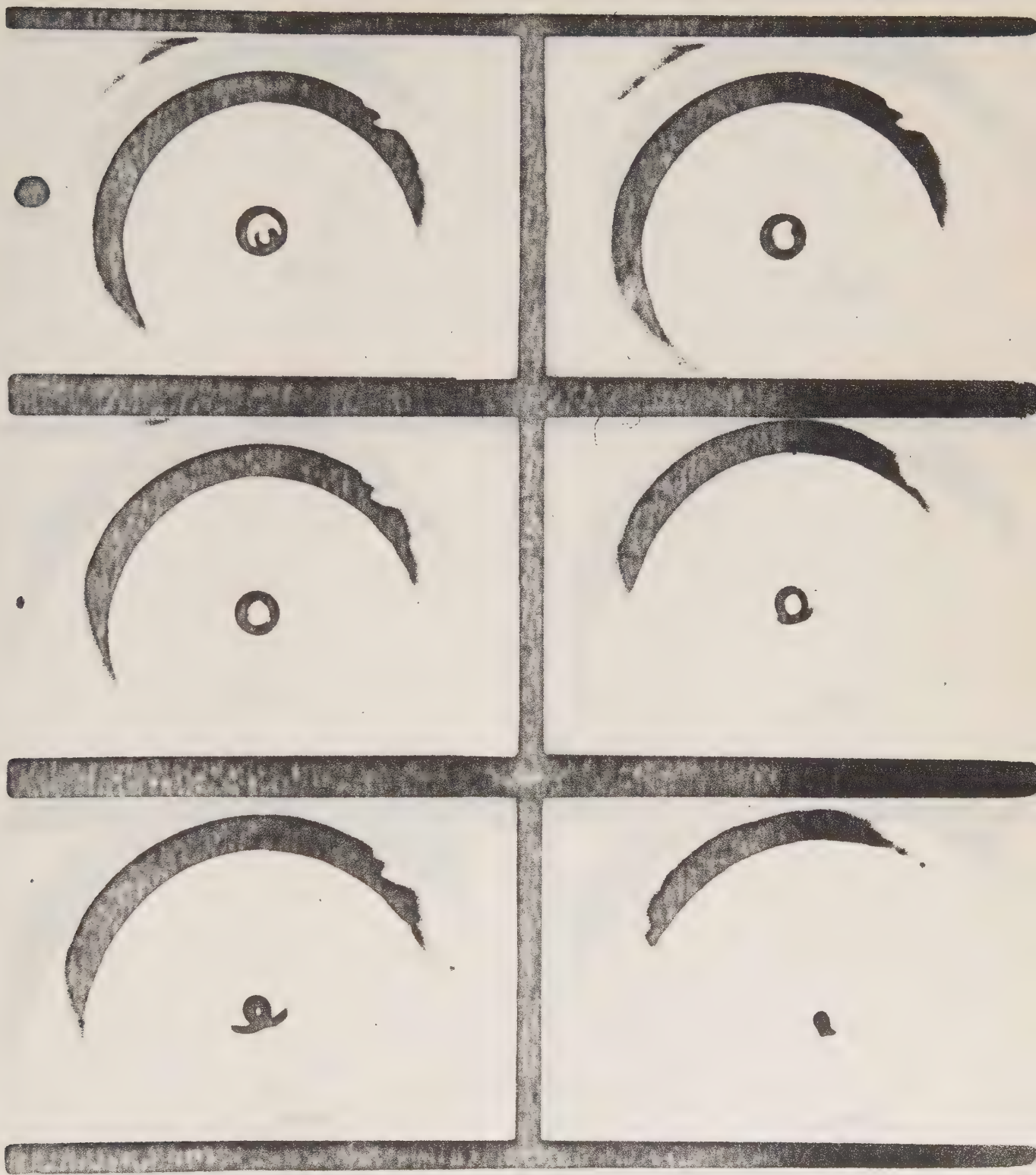
Cela pourrait être montré dans la figure 7 sur un exemple par symbole des couleurs. Pour des raisons de clarté le cercle de réflexion et la figure de réflexion sont dessinés avec un point médian commun.

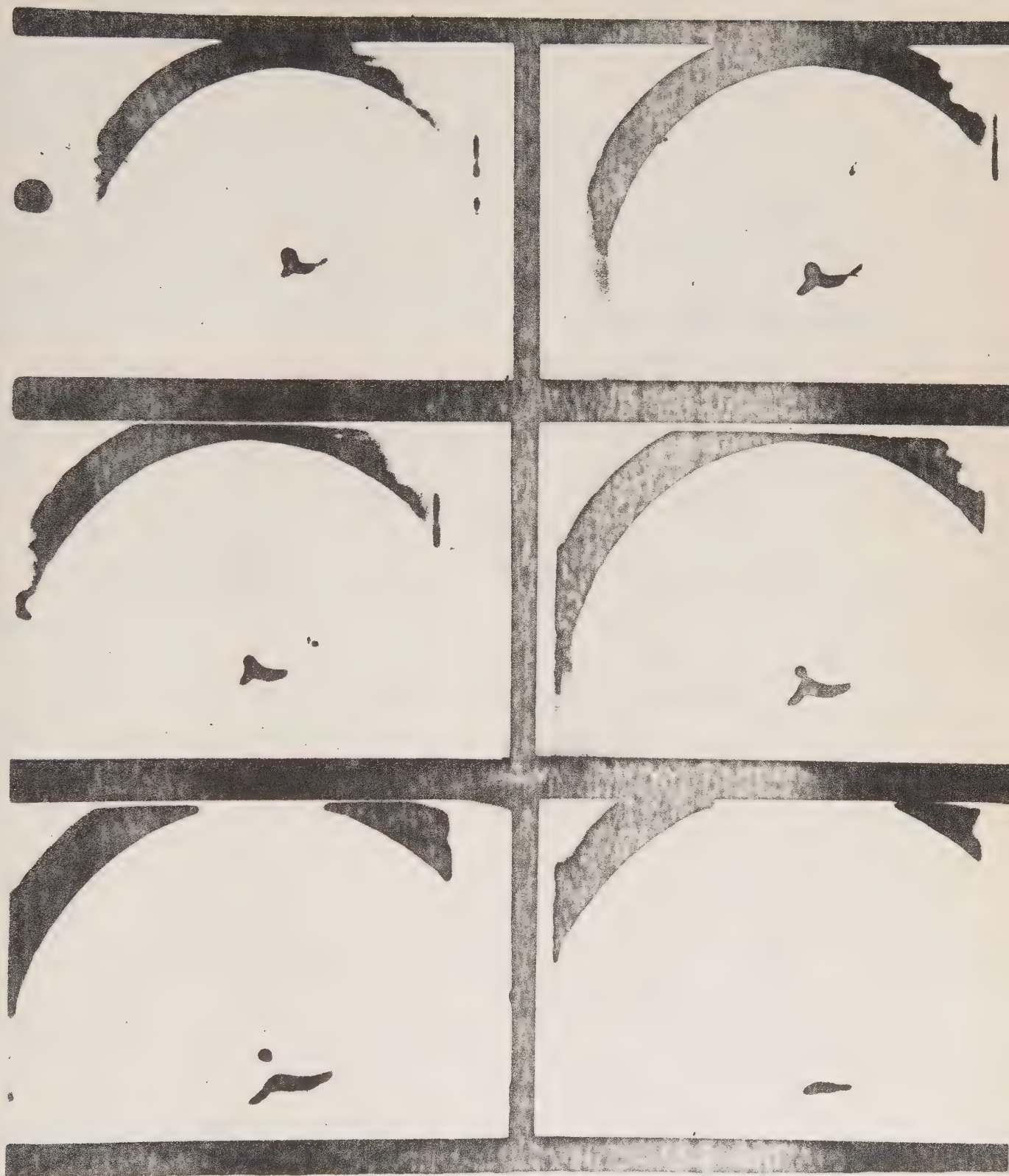
D) Comparaison avec l'expérience :

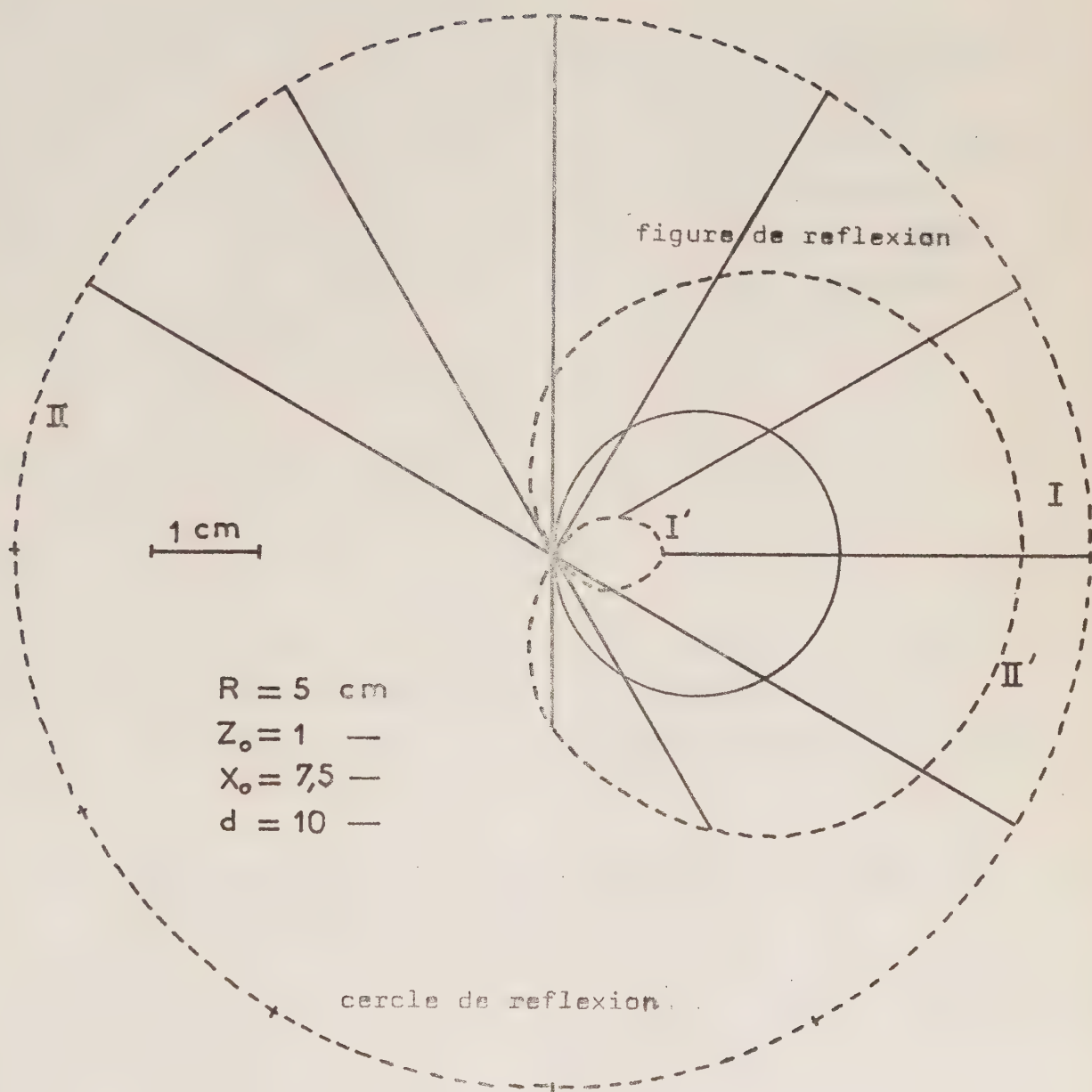
Les photos 1,2, et 3, effectuées avec le dispositif d'essai (Cf. A) montrent les figures attendues (Cf. B et C). Les numéros croissant des photos correspondent à des distances croissantes au plan de l'image. La diminution d'éclairement dans les photos, pour les grandes distances du plan image s'explique d'après C (Cf. C). Si on admet que l'anneau réfléchit la même quantité de lumière par unité de longueur, la quantité de lumière venant de la partie I (Cf. figure 7) de l'anneau se répartit sur la partie I' de l'image lumineuse, la lumière venant de la partie II se répartit sur la partie II' de l'image, sensiblement plus longue. De là résulte la perte de l'éclairement.

L'hypothèse mentionnée ci-dessus et selon laquelle la quantité de lumière réfléchie par l'anneau est la même pour chaque unité de longueur n'est rigoureusement valable que pour une position axiale de la source lumineuse. On peut cependant conserver cette hypothèse pour une position paraxiale, étant donné que les distances entre la source lumineuse et l'anneau ne se modifient









que d'une manière insignifiante par la variation de α .

E) Modèle de démonstration :

On a exécuté un modèle à trois dimensions afin de représenter les résultats d'une manière encore plus évidente. Pour ce faire, les rayons lumineux ont été indiqués par des fils de perlon. Les plans d'image sont des disques d'ultraphane transparents qui portent aux endroits calculés les points des figures de réflexion pour $\alpha = 0^\circ, 30^\circ, 60^\circ \dots\dots\dots 330^\circ$ avec des trous pour les douze rayons lumineux.

Les données de la réalisation sont :

$$\begin{array}{lll} R = 5 \text{ cm} ; & Z_0 = 1 \text{ cm} ; & X_0 = 7,5 \text{ cm} \\ d_1 = 0 \text{ cm} ; & d_2 = 4 \text{ cm} ; & d_3 = 5,35 \text{ cm} \\ d_4 = 6,5 \text{ cm}; & d_5 = 7,5 \text{ cm} ; & d_6 = 10 \text{ cm} \\ d_7 = 12,5 \text{ cm}; & d_8 = 14 \text{ cm} ; & \end{array}$$

Ces données sont choisies de telle manière qu'elles montrent les places essentielles des figures de réflexion (fig. 8 et 9). L'ensemble des figures est à compléter symétriquement par rapport à l'axe $\alpha = 0$

F) Conditions de réflexion pour une source lumineuse annulaire (Réflexion dirigée) :

Etudions d'abord la répartition de l'éclairement sur la surface mesurée (bille sphérique). Puisque la source de lumière est maintenant annulaire, on doit faire tourner la figure de réflexion (Cf. B f) autour de l'axe optique, afin d'obtenir la répartition de l'éclairement dans le plan de la sphère. Ainsi on peut déduire quelle figure de réflexion existerait dans la région de la sphère pour une source lumineuse punctiforme. Comme cela

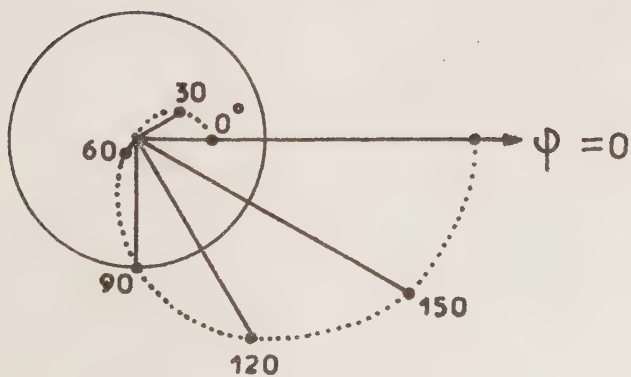
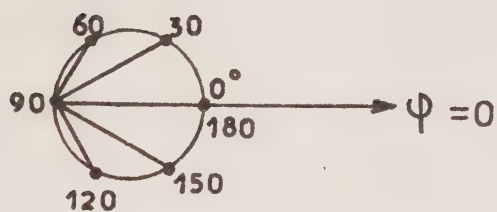
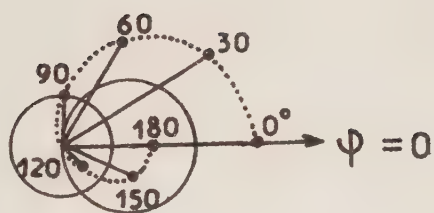
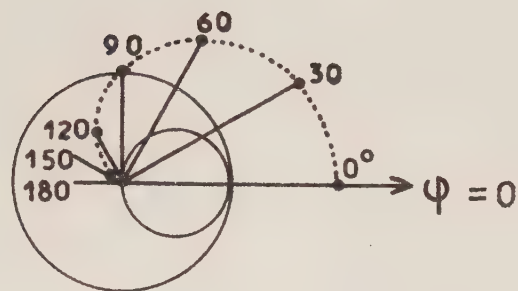
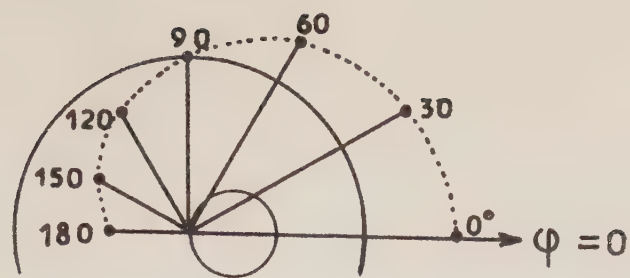


FIG. 8

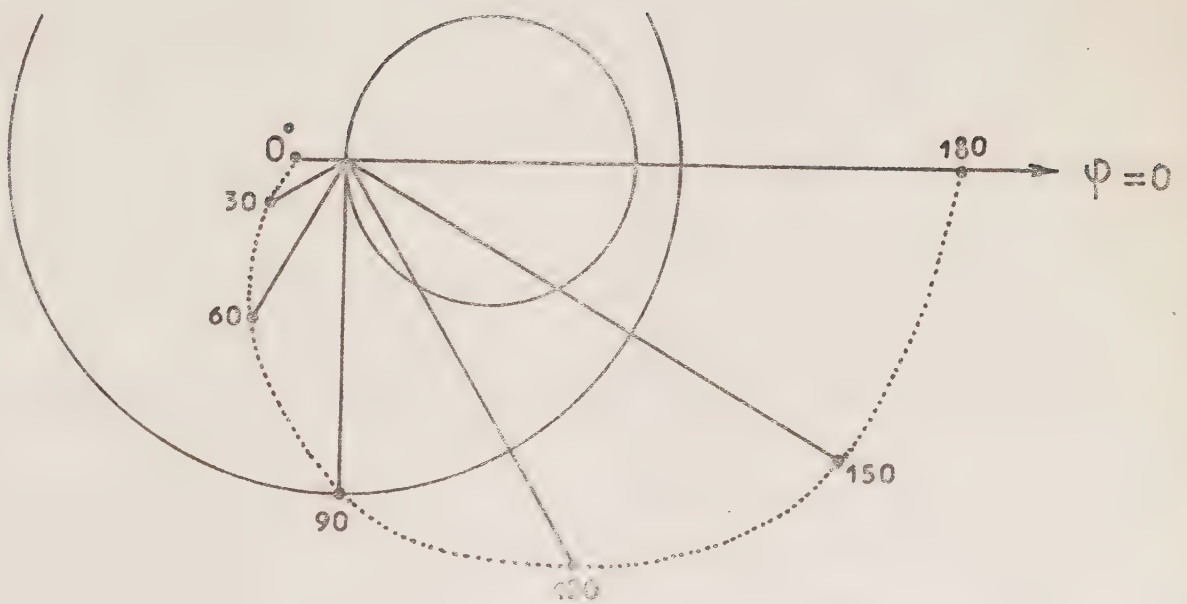
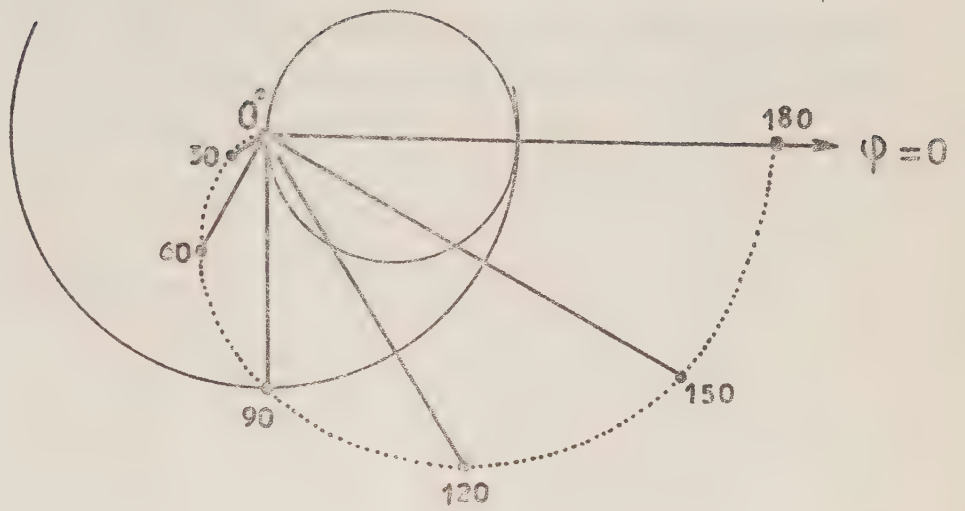
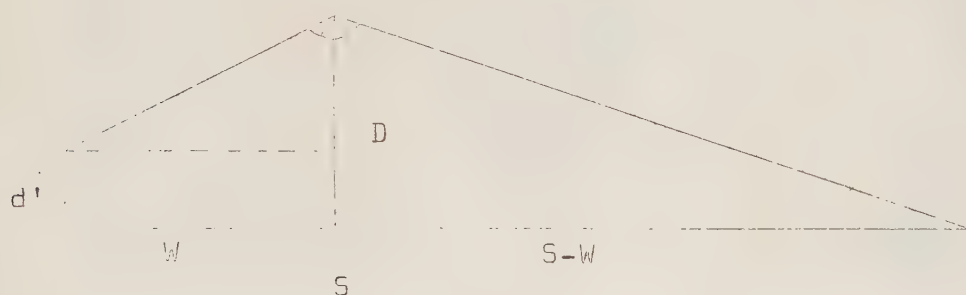


FIG. 9

dépend de la position des anneaux, il est nécessaire de trouver l'anneau réfléchissant la lumière sur la sphère. Pour simplifier, calculons la position W de l'anneau qui réfléchirait la lumière au centre de la sphère.



de là résulte

$$\frac{W}{(D - d')} = \frac{S - W}{D}$$

donc

$$W = \frac{S (D - d')}{(2 D - d')}$$

ce qui fournit numériquement pour $S=299$ m/m

$$W=104 \text{ m/m.}$$

Par rattachement aux résultats (Cf. B f), on a $Z_0 = d'$, $X_0 = W$, $R = D$, $d = S - W$.

Il s'ensuit pour le pôle $P(-66, 0, -193)$ mm et pour la figure de réflexion $r = 66(-1 + 2 \cos \theta)$. D'après les résultats de (Cf. C) ceci est l'équation d'un noeud entre le cercle double ($d = 104$ mm) et la pointe ($d = 1560$ mm).

En confrontant la figure 10 avec la photo 4, cette dernière nous montre un point lumineux clair causé par I. L'anneau



Photo 4.

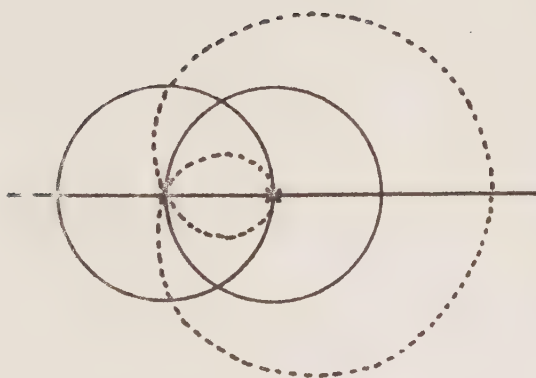


FIG. 10

brillant reconnaissable sur la photo a été causé par II . Il n'y a rien à reconnaître à partir de III : la figure est d'une intensité lumineuse faible en III, et en outre l'anneau clair provoqué par III serait tombé sur l'écran d'interception qui est éclairé directement par le flash annulaire. La photo est encore structurée par des noeuds isolés, dont il est possible que l'existence tienne au fait que le flash annulaire éclaire avec une clarté inégale le long de sa périphérie.

On recherchera maintenant où les anneaux de réflexion doivent se trouver pour que les rayons lumineux réfléchis par la sphère passent à travers l'objectif. Dans ce but, considérons une coupe passant par l'axe optique (fig. 11). P est le point virtuel de la source lumineuse réfléchi sur les anneaux, F est la distance objectif-diaphragme, r est le rayon de courbure de la sphère ($r = 8,5 \text{ m/m}$). On tire h , G, φ et θ

Loi des sinus:

$$\frac{\sin(\pi-\psi)}{\sin \gamma} = \frac{\sqrt{e^2 + l^2}}{r}$$

$$\sin(\pi-\psi) = \sin \psi = \frac{\sqrt{e^2 + l^2}}{r} \sin \gamma$$

Loi des angles externes:

$$\begin{aligned} \psi &= \gamma + \varphi & \Rightarrow & \varphi = \psi - \gamma \\ \theta &= \gamma - \varphi & = & \gamma - \psi + \gamma \end{aligned}$$

$$\gamma = \arctg \frac{e}{l}$$

$$\frac{h}{r \sin \theta} = \frac{F + l - r \cos \theta - G}{G}$$

puisque

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{r \sin \theta}{G}$$

$$\theta + \theta = \psi$$

d'où

$$G = \frac{r \sin \theta}{\operatorname{tg}(\psi - \theta)}$$

$$h = \operatorname{tg}(\psi - \theta) \left(a + l - r \cos \theta - \frac{r \sin \theta}{\operatorname{tg}(\psi - \theta)} \right)$$

$$h = \frac{1}{\cos(\psi - \theta)} \left[(a + l) \sin(\psi - \theta) - r \sin \psi \right]$$

$$\sin \psi = \frac{1}{r} \sqrt{e^2 + l^2} \sin \gamma$$

$$\theta = \operatorname{arctg} \frac{e}{l} - \psi + \gamma$$

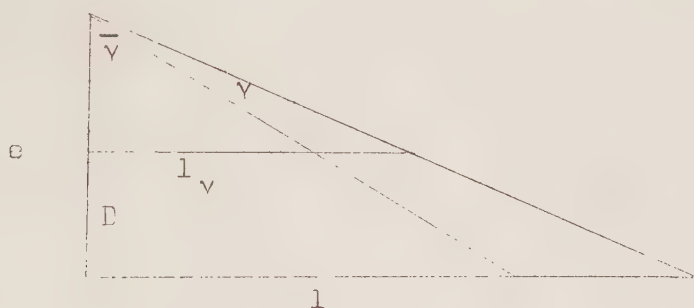
Pour la variable γ l'intervall numérique acceptable est tel que h soit compris entre $-r_0$ et $+r_0$ (r_0 étant l'ouverture de l'objectif).

$$0 < \gamma < 48' 30''$$

$\gamma = 0'$	-----	$h = - 142,6 \text{ m/m}$
$\gamma = 10'$	-----	$h = - 81,91 \text{ m/m}$
$\gamma = 20'$	-----	$h = - 25,60 \text{ m/m}$
$\gamma = 30'$	-----	$h = 28,19 \text{ m/m}$
$\gamma = 40'$	-----	$h = 86,62 \text{ m/m}$
$\gamma = 48' 30''$	-----	$h = 143,63 \text{ m/m}$

La représentation graphique de h fonction de l'angle γ est dans la figure 12

On est ainsi amené à présenter la relation entre γ et la position de l'anneau.



$$\gamma = 0 \quad \frac{e}{l} = \frac{e - D}{l_{\gamma=0}} \quad \Rightarrow \quad l_{\gamma=0} = 83,862 \text{ m/m}$$

$$\bar{\gamma} = \arctg \frac{l}{e} - \gamma \quad \text{tg } \bar{\gamma} = \frac{l_{\gamma}}{e - D}$$

$$l_{\gamma} = (e - D) \text{tg} \left(\arctg \left(\frac{l}{e} \right) - \gamma \right)$$

Une interpolation linéaire fournit l_{γ} pour les rayons marginaux

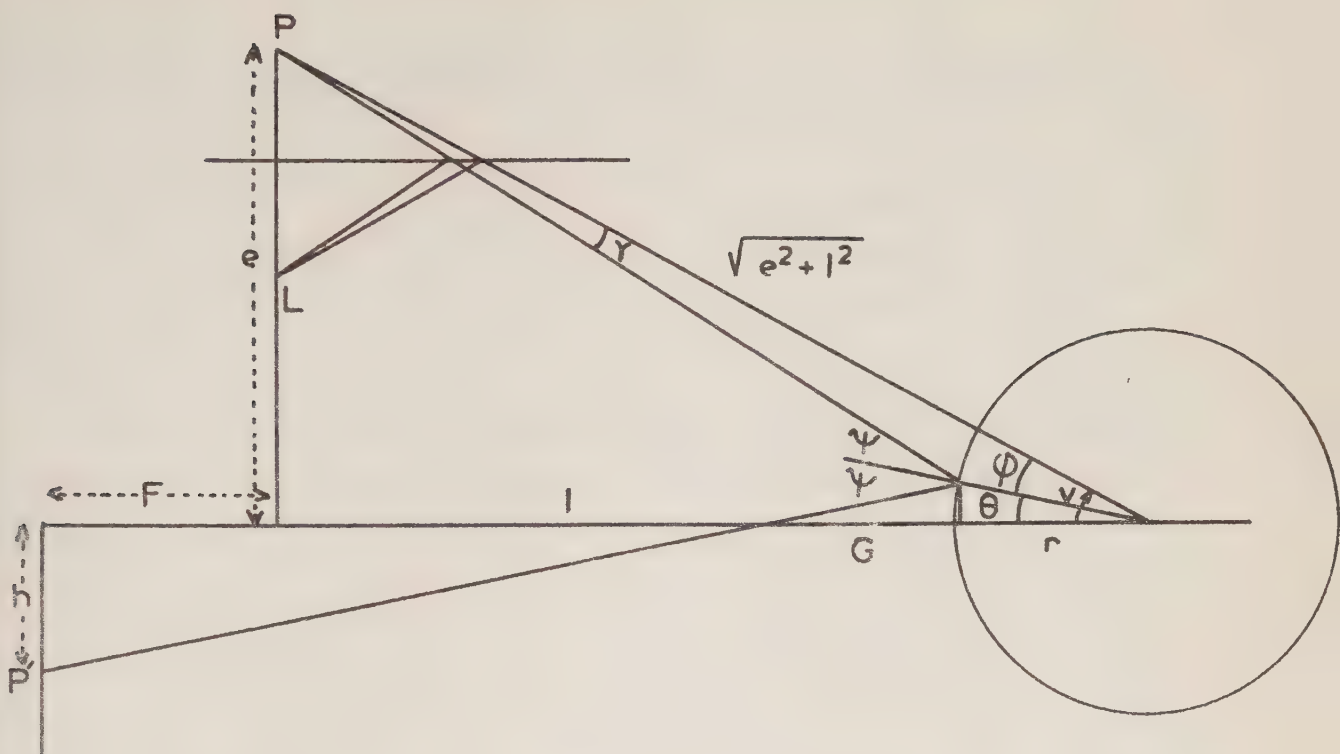


FIG. 11

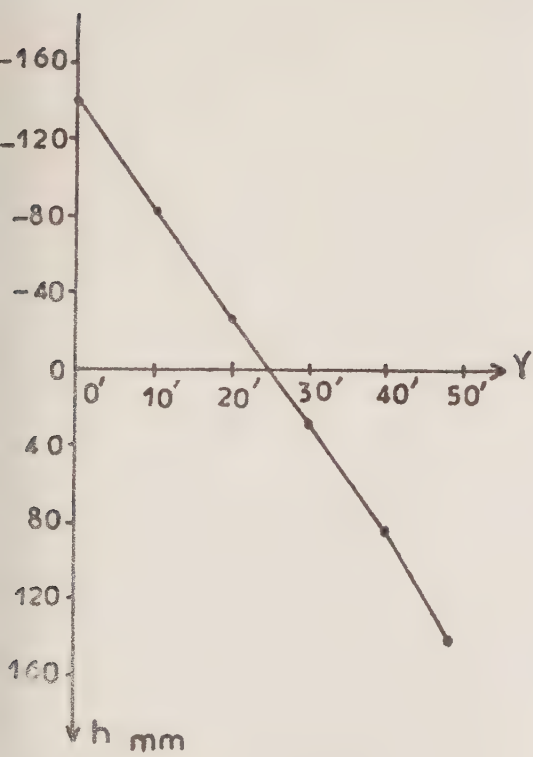


FIG. 12

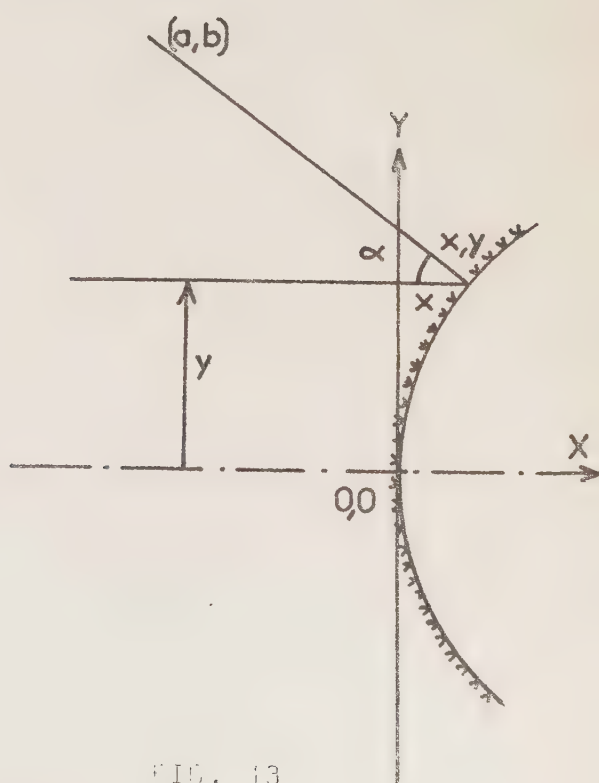


FIG. 13

(positif ou négatif) et pour $h=0$ (milieu de l'objectif).

$$\gamma = 22' 15''$$

$$\gamma = 24' 45''$$

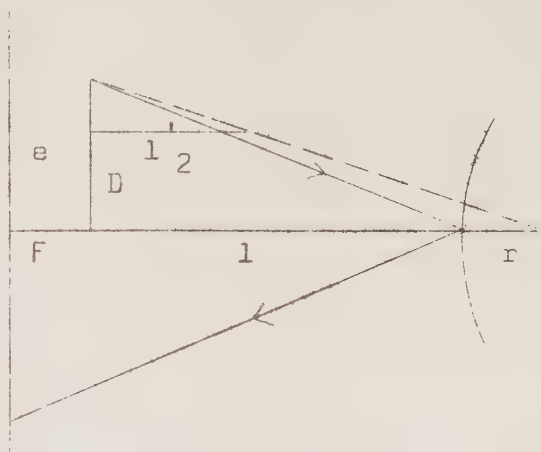
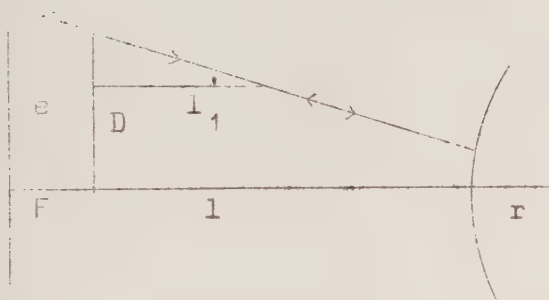
$$\gamma = 27' 15''$$

$$l_v = 82,484 \text{ m/m}$$

$$l_v = 82,330 \text{ m/m}$$

$$l_v = 82,160 \text{ m/m}$$

A cause de la faible variation des positions d'anneaux, une limitation pour les deux rayons successifs suffit (épaisseur de l'anneau 2m/m) pour la signification de l'_1 et l'_2



$$e = 2D - d'$$

$$\frac{D - d'}{2D - d'} = \frac{l'_1}{l}$$

$$l'_1 = 83,5 \text{ m/m}$$

$$\frac{D - d'}{2D - d'} = \frac{l'_2}{l - r}$$

$$l'_2 = 80,5 \text{ m/m}$$

Il y a donc lieu de s'attendre à ce qu'on voie au plus un anneau sur les photos. Cependant ce n'est pas le cas, puisque les anneaux ne réfléchissent pas simplement spéculairement la lumière, mais aussi d'une manière diffuse. Ce qui signifie qu'en réalité, on obtiendra une image sur laquelle les anneaux sont plus nets dans certaines régions que dans d'autres (photo5).

G) Conditions de reproduction pour les anneaux diffusants.

Comme les anneaux diffusent, ils émettent des rayons lumineux dans toutes les directions ; ils peuvent former une image à partir de la surface réfléchissante (photo 6). Il y a lieu de rechercher où les anneaux doivent se trouver pour obtenir une image cornéenne plane. Dekking a pu ainsi démontrer que le point axial de l'objet devait se trouver le plus loin possible de l'oeil, et celui qui correspond au paralimnique devait se trouver le plus proche de la cornée. Intéressé en premier lieu par la pathologie oculaire, Dekking n'a pas tenté d'analyser mathématiquement la forme théorique de l'objet adéquat. Il a pensé que les anneaux concentriques correspondaient au mieux aux conditions de prises de photos.

Plus récemment LUDLAM et WITTENBERG³⁵⁾ reprenant l'idée première de Dekking ont poursuivi son développement mathématique et ont trouvé comme forme d'objet un ellipsoïde allongé dans le sens de l'axe de l'oeil dont un pôle est constitué par le point de l'objet le plus éloigné et passant par les bords du limbe.

Pour notre part, nous avons placé le point axial de l'objet suffisamment loin pour que l'ellipsoïde puisse être confondu dans sa partie centrale avec un cylindre.



Photo 5 anneaux relâchissants.



Photo 6 anneaux d'allongement.

Conclusion :

Cette étude comparative entre les deux méthodes nous montre clairement l'intérêt d'utiliser les anneaux diffusants au détriment des anneaux réfléchissants. L'ellipsoïde étant allongé, on a pu placer nos anneaux sur sa partie centrale cylindrique. En effet, l'équation générale des figures de réflexion des anneaux indique pour, cette position, une sensibilité particulière de la position des anneaux-objets par rapport aux anneaux-images focalisés par la surface réfléchissante ; en d'autres termes l'utilisation d'un dispositif à anneaux diffusants, semble bien convenir pour fournir des images bien contrastées, à condition de bien étudier la répartition mutuelle du flash annulaire et des anneaux.

L'expérience a confirmé cette bonne répartition des anneaux, mais leur éclairement, soumis d'ailleurs à un contrôle photométrique soigneux, a été un peu variable. Cela montre le caractère spéculatif de la notion de matériau "réfléchissant" ou "diffusant". En réalité ils ont chacun une indicatrice de diffusion particulière, plus dissymétrique pour le premier, plus symétrique pour le second, qui permet d'interpréter ces variations photométriques, et qui les classe tous deux dans des catégories bien tranchées, d'après celles qui avaient été escomptées au départ.

En conséquence de ces résultats, nous adopterons la première méthode.

TROISIEME METHODE

- Anneaux diffusants, surface diffusante :

Nous constatons à priori que cette méthode ne fournit pas des renseignements suffisants pour interpréter les résultats expérimentaux.

QUATRIEME METHODE

- Anneaux réfléchissants, surface diffusante :

L'originalité de cette méthode tient au fait que l'on change le principe fondamental à partir duquel toutes les mesures photokératoscopiques et leurs méthodes d'analyses ont été réalisées jusqu'à nos jours.

En effet, il s'agit ici de transformer la surface réfléchissante mesurée en surface "émettrice". Il faut noter que nous avons utilisé en tête de ce chapitre le terme diffusant, comme moyen commode pour établir les quatre relations que nous nous sommes fixées dès le départ. En fait, il ne s'agit pas ici d'une diffusion, ni d'une dispersion, mais d'une émission.

A supposer maintenant que la surface à mesurer soit rendue fluorescente (nous verrons plus loin la théorie lors de l'application de cette méthode à la mesure de la surface cornéenne), elle émet alors des rayons lumineux dans toutes les directions. Deux méthodes d'analyse sont applicables à cette nouvelle technique à savoir :

1°) La stéréophotogrammétrie :

Alors qu'en stéréophotogrammétrie classique on vaporise une poudre de talc sur la surface à mesurer, afin d'avoir des points de repère, on substitue ici à l'aspersion de la poudre de talc la projection d'un test composé de plusieurs trous fins. Le passage de la lumière monochromatique par ces trous excite de la fluoresceïne déposée sur la cornée dans de petites zones bien déterminées et impressionne l'émulsion photographique.

2°) Photokératoscopie à système télécentrique :

Dans ce système on récupère et photographie les rayons paraxiaux. Ce procédé de mesure peut être complété par un étalonnage sur une surface de forme connue qui permet de trouver l'équation $x = f(y)$ de la méridienne de la surface explorée et

en même temps de vérifier la précision de la méthode d'analyse.

Soit a, b un point quelconque de l'objet projeté. Le rayon moyen incident sur la surface au point I excite les molécules de la substance fluorescente, d'où le phénomène d'émission se produit dans toutes les directions. Aucune image ne se forme au delà-de la surface mesurée. Ainsi l'image se forme en avant de la surface ; c'est comme si l'on dessinait un objet sur la surface. On récupère une famille de rayons, notamment ceux qui sont parallèles à l'axe optique. On mesure y sur le film et l'on obtient la coordonnée x d'un point quelconque sur la méridienne par la relation (fig.13) :

$$x = \frac{b - y}{\operatorname{tg} \alpha} + a$$

a étant constant (position de l'objet projeté)

$$x = \frac{b - y}{\operatorname{tg} \alpha}$$

Connaissant par construction b et α , on peut déterminer x .

Compte tenu des aberrations du système optique utilisé, l'étalonnage vérifiera la précision des angles incidents par le rapport

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\Delta y}{\Delta x}$$

Intérêt de cette méthode :

Tandis qu'en photokératoscopie classique on obtient sur la pellicule l'image d'un objet réfléchi par la surface réfléchissante, nous photographions ici l'objet même qui est matérialisé et localisé.

La coordonnée x d'un point quelconque peut être déterminée indépendamment de tout autre point arbitraire ; la précision est proportionnelle à dy/dx , cela nous amène à dire, .. qu'elle augmente du centre à la périphérie, contrairement à ce qui est constaté avec les autres méthodes.

DEUXIEME CHAPITRE

DETERMINATION DE LA FORME DE LA CORNEE

APPLICATION DE DEUX METHODES D'ANALYSE

Des méthodes d'analyse proposées et des résultats préliminaires obtenus dans le chapitre précédent, nous adopterons deux méthodes qui nous serviront le long de nos expériences, à savoir :

- La méthode télécentrique à anneaux diffusants.
- La méthode télécentrique à cornée émettrice.

APPLICATION DE LA PREMIERE METHODE PHOTOKERATOSCOPIQUE.

1) Principe :

Le principe de cette méthode consiste à photographier l'image de l'objet réfléchi sur la cornée. L'image virtuelle créée derrière la cornée est focalisée par l'objectif O, sur le film F . De la grandeur de l'image sur le film, on déduit la grandeur des images virtuelles. On récupère sur la plaque photo des bandes étroites de rayons lumineux. Chacune de ces bandes correspond à une zone cornéenne. Ces zones peuvent varier en choisissant d'une façon adéquate la grandeur et la position de l'objet. La méthode d'évaluation des images sur la pellicule photo dépend de la position du diaphragme de l'objectif photo et de la nature de la surface de l'objet, qui est dans notre cas diffusant.

Le diaphragme de l'objectif photo ne se trouve pas comme d'habitude près du plan principal, mais au foyer image^{37, 38, 39)}. Ceci signifie que la pupille d'entrée est à l'infini, et que les rayons moyens se réfléchissent sur la surface cornéenne parallèlement à l'axe optique de l'instrument.

2) Dispositif expérimental "Photokératoscope" :

L'objet de notre appareil est constitué par dix anneaux en matière plastique, taillés sur un cylindre dont la surface intérieure est diffusante. Bien que notre méthode de dépouillement ne soit pas tributaire de l'équidistance de l'image des anneaux sur le kératographe, nous avons préféré l'assurer pour obtenir une répartition homogène des anneaux sur la quasi totalité de la cornée.

Comme source lumineuse, nous utilisons un flash annulaire électronique (type 250 w multiblitz) disposé entre l'appareil de prise de vues et le premier anneau. Un système de cache noire (pare-lumière) permet de ne laisser passer que la lumière utile pour la prise de la photo. Quant à l'appareil photo, il se compose d'un objectif de reproduction 1 : 1, corrigé de toute aberration y compris la distorsion, et d'une chambre réflexe type Alpa. Autrement dit, la distance entre la cornée du sujet et l'appareil photo est calculée de manière que le kératographe soit identique à l'objet.

La principale difficulté consiste à placer avec précision l'oeil du sujet aussi bien axialement que transversalement. Pour ce faire, nous utilisons deux projecteurs de tests inclinés par rapport à l'axe des anneaux, de telle sorte que les deux tests (mires) viennent se superposer au point conjugué de la plaque photo où le plan sommet de la cornée devra se placer (fig. 14). Nous pouvons affirmer que la précision de mise au point est de l'ordre de 0,2 mm. Ce qui à l'usage s'est révélé assez satisfaisant.

Une autre difficulté rencontrée a été de faire coïncider l'axe mécanique du cylindre supportant les anneaux et l'axe optique de l'objectif photo. Pour cela le support des anneaux est

centré directement sur l'objectif, ce qui permet d'assurer le centrage à ce niveau. Pour confondre les deux axes, il suffit à l'aide d'un réticule auxiliaire centré sur le premier anneau côté cornée, d'ajuster l'ensemble du cylindre à l'aide de trois vis de réglage.

L'ensemble du photokératoscope est monté sur un palonnier assurant les mouvements dans les trois directions. Le sujet est maintenu par une mentonnière et fixe un point lumineux (conducteur optique de 1 mm de diamètre) dont l'une de ses extrémités fait un angle de 45° . Afin d'éviter toute zone d'obturation, la fibre optique est confondue avec l'image de l'une des quatre tringles supportant les anneaux (fig. 15 et photo 7).

Cet instrument possède trois avantages principaux :

- 1°) L'atténuation des aberrations géométriques par l'utilisation d'un objectif à faible ouverture, et la matérialisation du plan sommet de la cornée, en se servant des deux systèmes optiques complémentaires.
- 2°) Un point de fixation réglable selon les positions qu'on lui fixe, sans provoquer de zones d'obturation.
- 3°) Enfin, la maniabilité et l'orientation du dispositif dans les trois directions ; le sujet étant fixe.

3) Conditions de l'application de l'équation différentielle sur la cornée :

Lorsque le diaphragme de l'objectif photo est très petit, l'aberration sphérique de la cornée peut être négligée, et le point où le rayon moyen (le rayon qui passe par la pupille de sortie) se croise avec le film peut être considéré comme image de

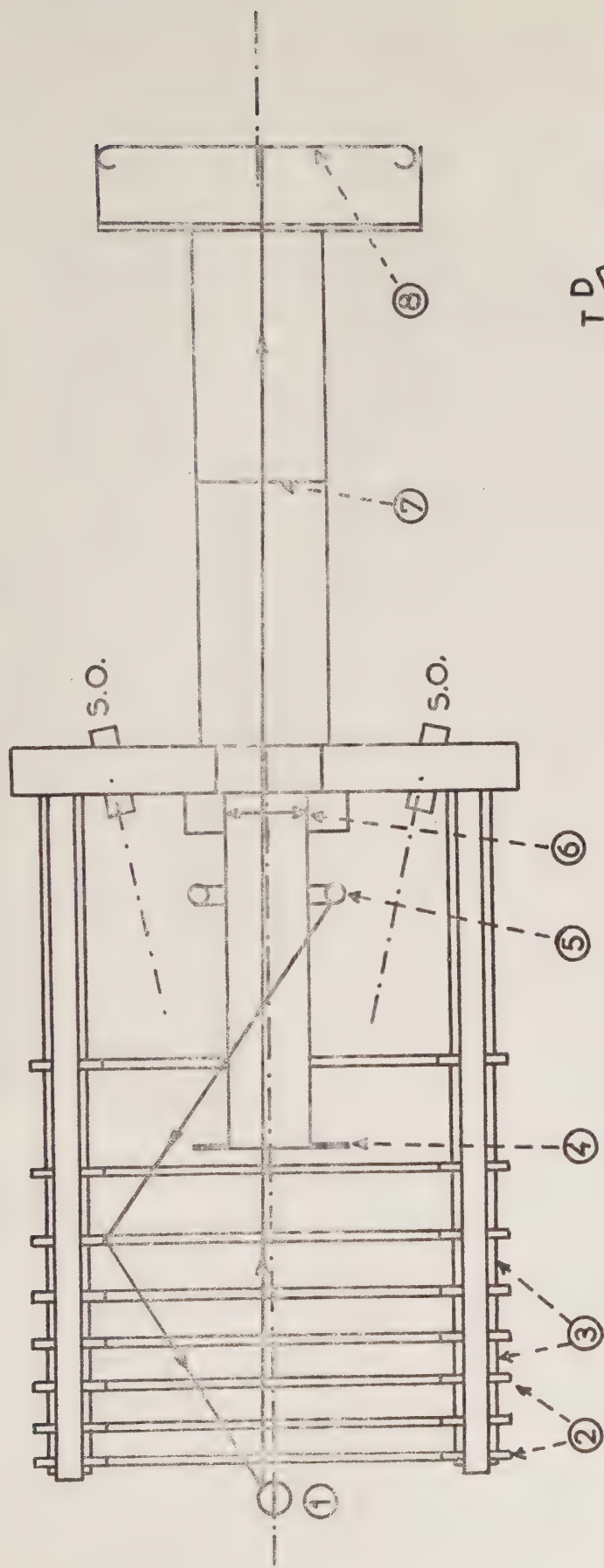


FIG. 15

- ① cornée
- ② anneaux diffusant
- ③ entretoises
- ④ pare-lumière
- ⑤ flash annulaire
- ⑥ objectif
- ⑦ diaphragme
- ⑧ film

S.O. système optique complémentaire

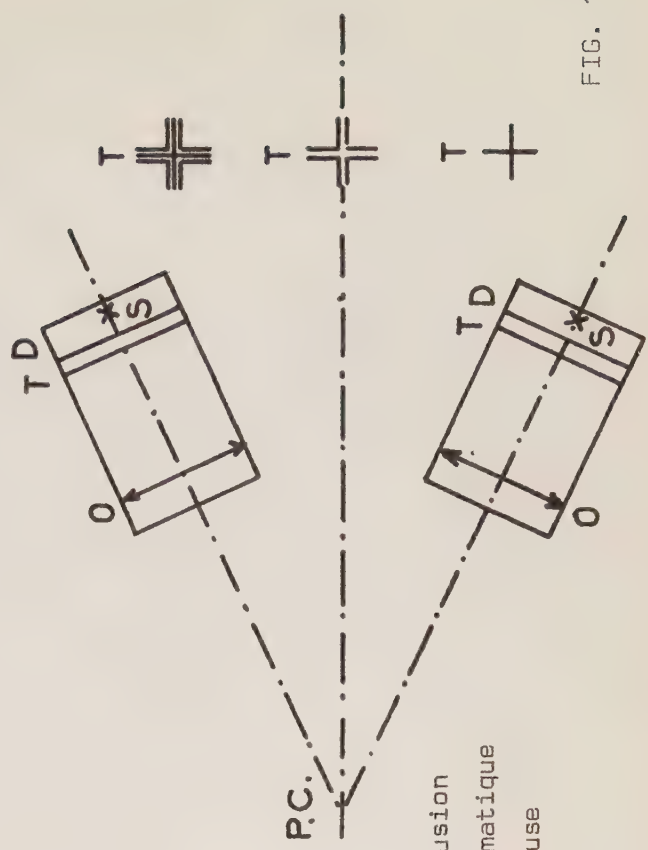


FIG. 14

S.O. :

P.C. : point de confusion
O doublet achromatique
S source lumineuse
T tests
D dépoli

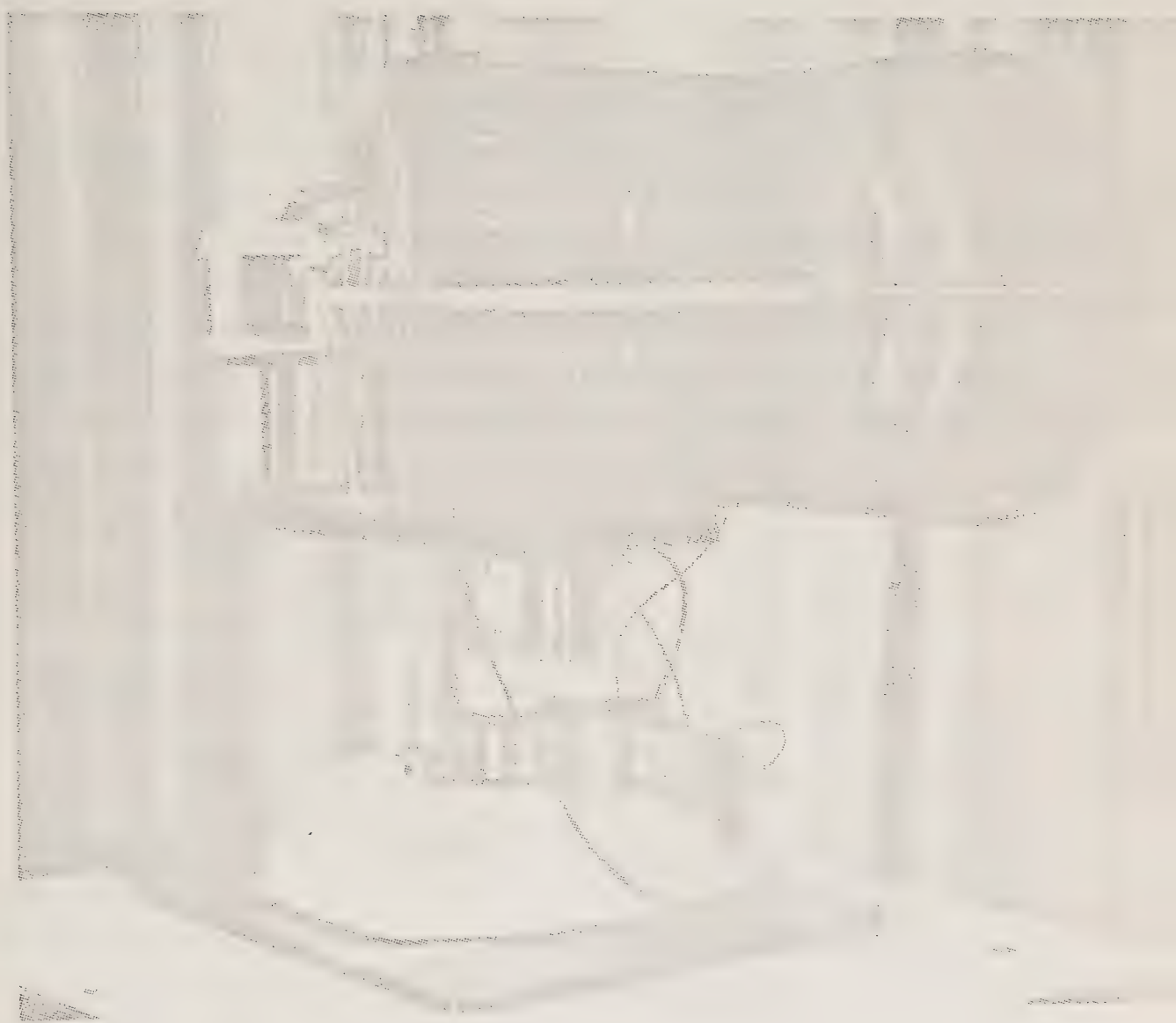


Photo 7

PHOTOKERATOSCOPE 1 ANNEXE DIFFICANTS.

de l'objet. A partir de cette présomption, l'équation différentielle peut être appliquée. Cette application part de l'hypothèse suivante :

Toutes les normales à la surface cornéenne le long d'un méridien donné, se trouvent dans un même plan.

Cette hypothèse n'est vérifiée que dans deux cas :

- . La cornée est une surface de révolution.
- . L'astigmatisme est régulier, et le méridien considéré est un des méridiens principaux.

L'intersection des deux méridiens principaux détermine l'axe cornéen. Pour trouver l'équation différentielle de la cornée dans un tel méridien, pour chaque rayon incident, issu d'un anneau quelconque, on calcule le rayon réfléchi.

4) Discussion de l'équation différentielle :

L'équation différentielle que nous avons obtenue (Cf. Chp. 1, 1ère meth.)

$$\frac{dy}{dx} = - \left(\frac{a-x}{b-y} \right) + \sqrt{\left(\frac{a-x}{b-y} \right)^2 + 1}$$

contient en plus de la variable indépendante y , la variable dépendante x et sa dérivée première et, deux paramètres numériques connus dès le départ a et b . Les deux fonctions $a(y)$ et $b(y)$ doivent être déterminées expérimentalement. Pour chaque anneau a_i , b_i , nous trouvons un anneau image sur le film y_i . Ainsi, l'expérience nous fournit un certain nombre de triplés a_i , b_i , y_i .

Lorsque a_i et b_i sont tracés en fonction de y_i , nous trouvons deux courbes $a(y)$ et $b(y)$, qui par interpolation polynomiale, peuvent prendre une forme analytique à la limite de la

précision des mesures.

Lorsque ces deux fonctions $a(y)$ et $b(y)$ sont introduites dans l'équation différentielle, nous obtenons une équation différentielle de la forme :

$$x' = f(x, y)$$

La forme propre de la fonction $f(x, y)$ est donnée par l'expérience.

5) Résolution de l'équation différentielle :

Il existe deux méthodes de résolution :

- 1°) En partant d'un postulat, assimilant la forme de la cornée à une surface donnée "cas spécial".
- 2°) Sans assimiler la cornée à une surface mathématique connue "cas général".

1°) Cas spécial :

Une solution simple de l'équation différentielle pourra montrer par exemple que chaque point M d'un anneau quelconque est le foyer d'une parabole d'axe parallèle à y , la méridienne de la cornée correspond à l'enveloppe de la famille des paraboles ainsi trouvées. Ceci consistera à trouver la relation entre c et k (fig. 16) ; $(a, k a^2)$ est un point arbitraire et la pente de la tangente au point P est égale à :

$$\begin{aligned} \operatorname{tg} \left(\frac{\pi}{2} - \rho \right) &= 2 a k & \text{-----1)} \\ \operatorname{tg} \rho &= -\frac{1}{2 a k} \end{aligned}$$

D'après les propriétés de la tangente en un point de la parabole d'équation $y = kx^2$ la tg en P fait un angle $\rho + \gamma$ avec l'axe des x .

étant l'angle de la droite Pc avec l'axe, et $c(o,c)$ le foyer de la parabole.

$$\operatorname{tg} \gamma = \frac{k a^2 - c}{a} \quad \text{-----2)}$$

d'où $\operatorname{tg} (\rho + \gamma) = 2 k a \quad \text{-----3)}$

En remplaçant les valeurs de ρ et de γ des équations 1 et 2 dans l'équation 3 :

$$2ka = \frac{\operatorname{tg} \rho + \operatorname{tg} \gamma}{1 - \operatorname{tg} \rho \cdot \operatorname{tg} \gamma} = \frac{\frac{1}{2ka} + \frac{ka^2 - c}{a}}{1 - \frac{1}{2ka} \cdot \frac{ka^2 - c}{a}}$$

$$2ka = \frac{a + 2k^2 a^3 - 2kac}{2ka^2 - ka^2 + c}$$

$$2ka = \frac{1 + 2k^2 a^2 - 2kc}{ka^2 + c} \cdot a$$

d'où

$$2k^2 a^2 + 2kc = 1 + 2k^2 a^2 - 2kc$$

$$4kc = 1$$

$$\boxed{k = \frac{1}{4c}} \quad \text{-----4)}$$

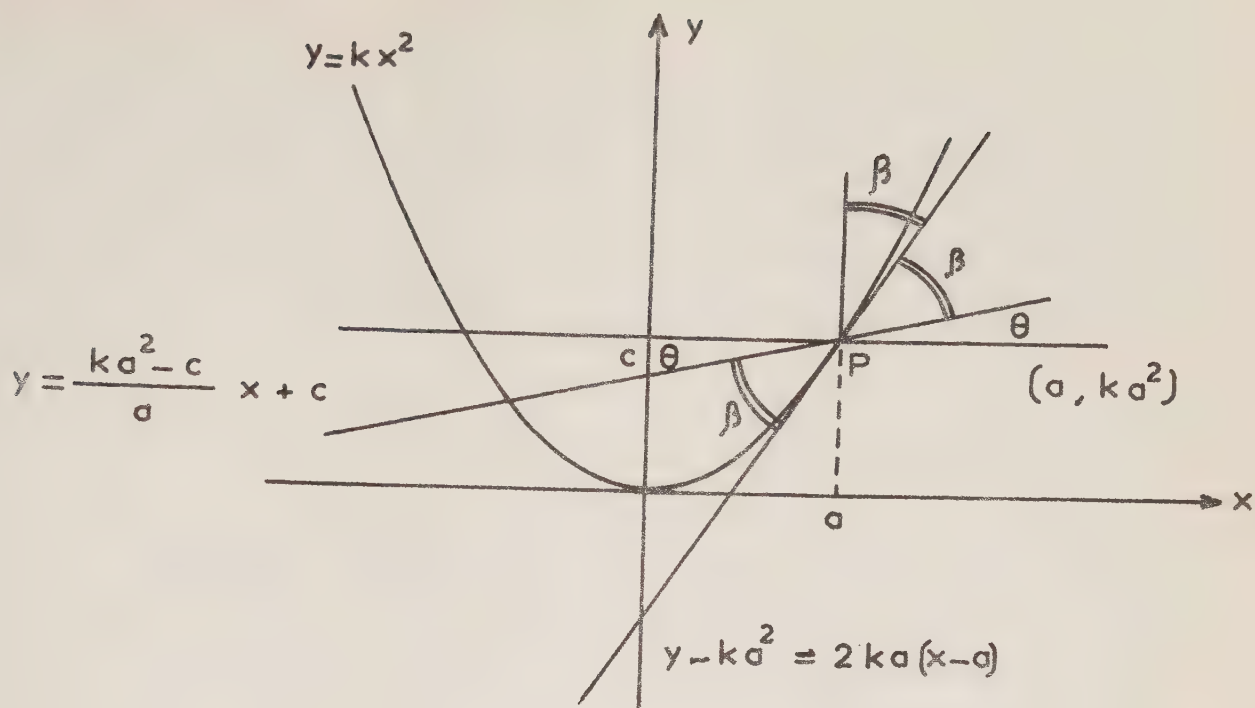


FIG. 16

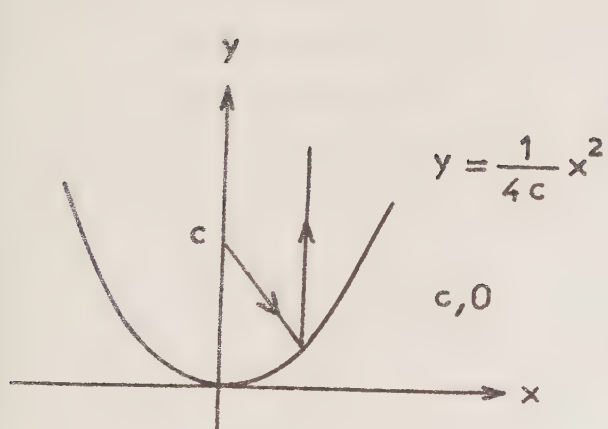


FIG. 17

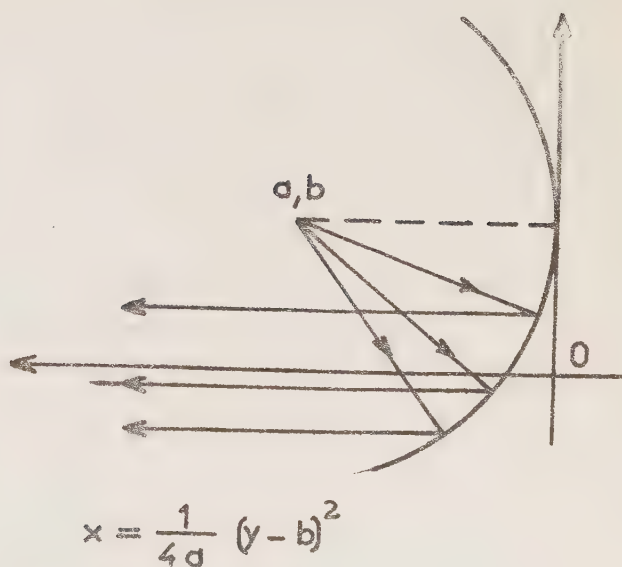


FIG. 18

De l'équation 4 et la (fig. 17) on connaît la relation entre le foyer d'une parabole et son équation, autrement dit la relation entre c et k . La figure 18 schématise clairement la relation entre les coordonnées a, b d'un point M de l'anneau (foyer de la parabole) et l'équation de la parabole qui est :

$$x = \frac{1}{4a} (y - b)^2 \text{ -----5)}$$

WITTENBERG et LUDLAM⁴⁰⁾ ont proposé une équation différentielle. A part les bases théoriques qu'ils ont soulevées, nous ne remarquons aucune tentative, quant à la résolution de leur équation^{41, 42, 43, 44)}. Contrairement à ces auteurs qui s'en sont tenus à ce stade sans grand intérêt pratique, nous avons trouvé une solution pour leur équation différentielle par le même procédé. En fait leur équation implique que tous les rayons réfléchis passent par le point principal image de l'objectif photo qu'ils ont choisi comme origine. Dans ce cas le point principal image est un point de coordonnée $0,0$ et le point d'un anneau de coordonnée a, b sont les deux foyers d'un ellipsoïde (fig. 19) ; la figure 20, schématise plus précisément la relation entre les deux foyers de l'ellipse.

$$\begin{aligned} X &= \sin \theta \cdot x + \cos \theta \cdot y \\ Y &= -\cos \theta \cdot x + \sin \theta \cdot y \end{aligned}$$

$$\frac{(X - c)^2}{A^2} + \frac{Y^2}{B^2} = 1$$

$$\frac{(\sin \theta \cdot x + \cos \theta \cdot y - c)^2}{A^2} + \frac{(-\cos \theta \cdot x + \sin \theta \cdot y)^2}{B^2} = 1 \text{ -----6)}$$

Ce qui correspond bien à l'équation d'une ellipse.

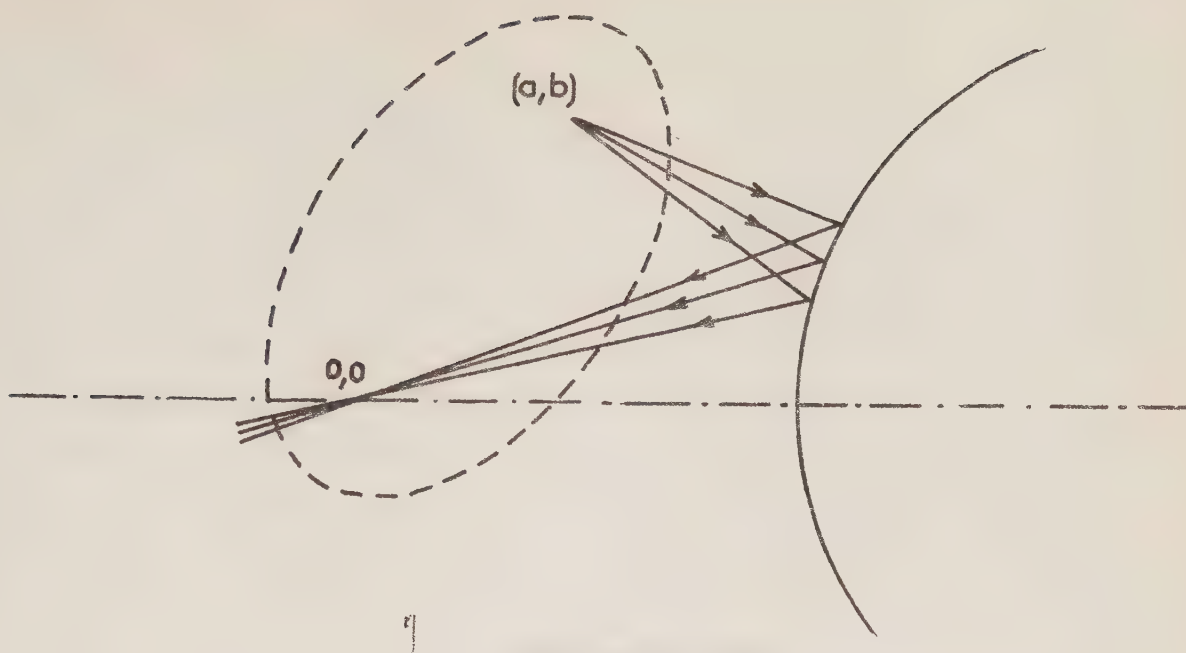


FIG. 19.

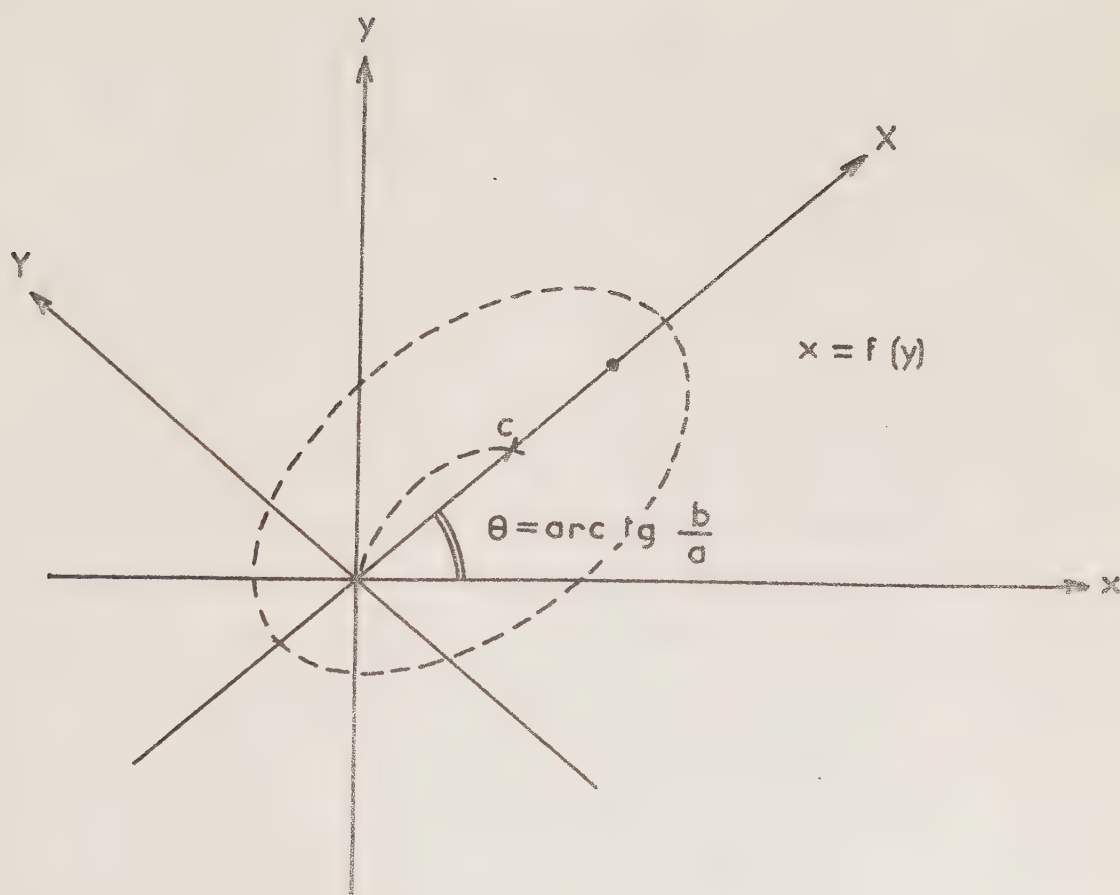


FIG. 20

2°) Cas général :

C'est la méthode d'analyse que nous avons préférée. Contrairement à la méthode précédente et sans assimiler la cornée à une surface déjà connue, comme parabololoïde ou ellipsoïde, nous posons le problème dans toute sa généralité⁴⁵⁾.

Connaissant par construction la position des anneaux du kératoscope a_i , et mesurant l'anneau image y_i on peut obtenir une relation entre a_i et y_i . La relation numérique peut se transformer en relation analytique, par un lissage effectué par la méthode des moindres carrés. Le degré du polynôme est tributaire des nombres des points utilisés. Cependant, le choix du degré de ce polynôme pose deux problèmes :

- . Si on pousse le degré du polynôme, on résoudra un système d'équation à plusieurs inconnues. Par conséquent, la courbe présentera des fluctuations et des oscillations importantes qui nous écarteront de la courbe réelle.
- . Par contre, si on choisit un degré inférieur au minimal, nous nous éloignerons aussi de la courbe caractéristique de la surface explorée.

Entre ces deux situations, il existe un degré "critique" qu'il faut respecter dès le départ. A titre d'exemple et comme moyen de vérification, nous avons calculé la fonction $a(y)$ pour un certain nombre de billes sphériques assimilant la cornée dont les rayons de courbure R_0 ont les valeurs 7,5 ; 8 ; 8,5 et 10 mm. Soit α l'angle que fait la normale avec l'axe optique et R_0 le rayon de courbure (fig.21) on obtient:

$$\sin \alpha = y/R_0$$

$$x = R_0 (1 - \cos \alpha) \quad \text{-----7)}$$

$$a = x - (b - y) \cotg^2 \alpha$$

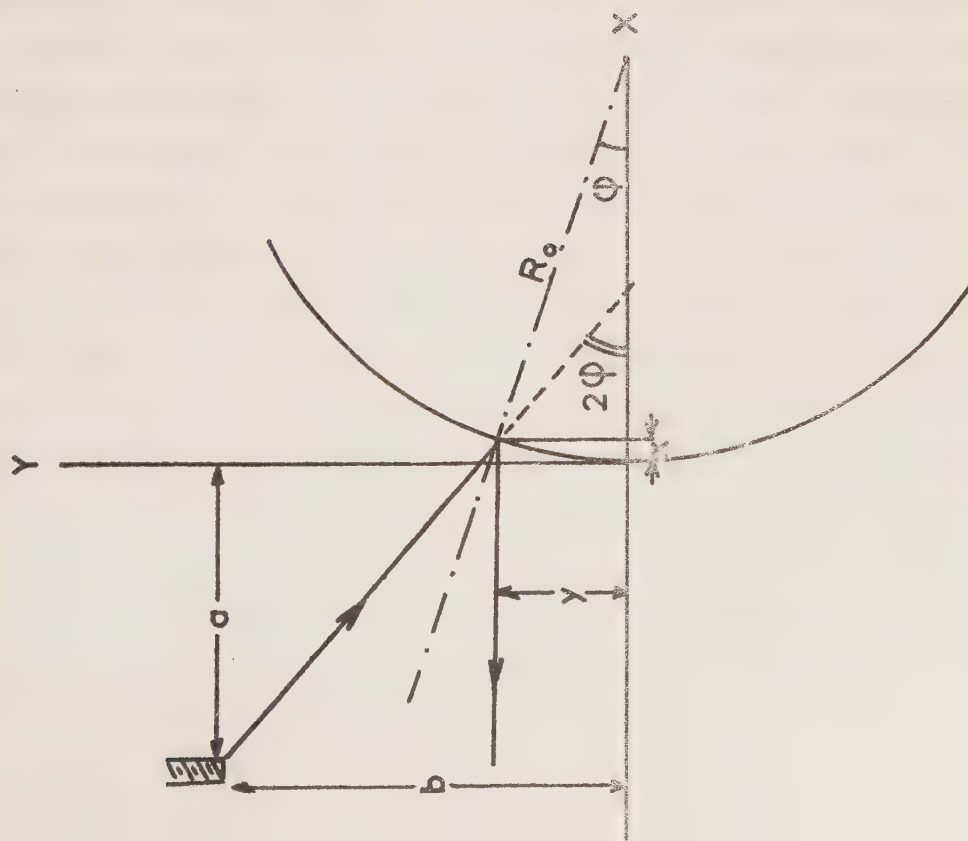


FIG. 21

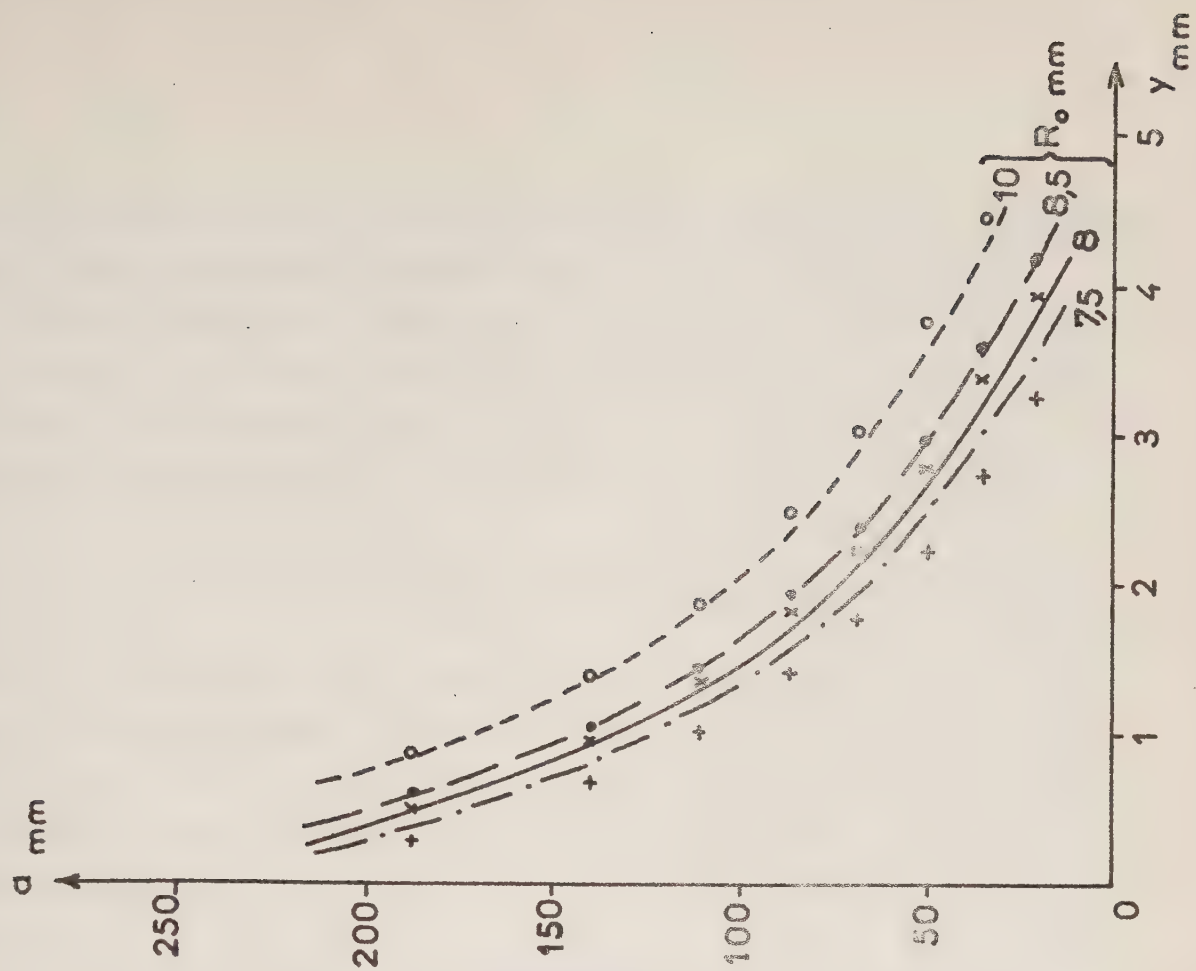


FIG. 22

On montre les résultats sur la figure 22, où on a porté les valeurs de a_i sur l'ordonnée et les valeurs de y_i sur l'abscisse.

Si les anneaux du kératoscope ne sont pas d'égal diamètre, la fonction $b(y)$ doit être aussi calculée par le même procédé. Par suite, on introduit les fonctions $a(y)$ et $b(y)$ dans l'équation différentielle qui prend alors la forme suivante :

$$f(x,y) = - \left(\frac{a(y)-x}{b(y)-y} \right) + \sqrt{\left(\frac{a(y)-x}{b(y)-y} \right)^2 + 1} \quad \text{-----8)}$$

qui est une fonction bien définie, et qui peut être donnée sous forme de sous-programme en Fortran IV. Ainsi, dans cette méthode, la fonction $x(y)$ peut être déterminée numériquement. Le résultat est donné en forme de tableau, et peut aussi être présenté graphiquement.

6) Point de départ pour l'intégration :

L'équation différentielle que nous proposons, est une équation du premier ordre. La solution d'une telle équation contient un paramètre arbitraire. Autrement dit, elle donne plusieurs solutions possibles. Parmi ces dernières, il faut choisir la bonne c'est-à-dire, tenir compte des conditions aux limites. Dans notre cas, cette condition se situe au voisinage du sommet cornéen. Pour ce point en effet, la cornée est très proche d'une sphère de rayon R_0 . Il suffit donc d'exprimer que l'écart entre la cornée et celle de la sphère est un infiniment petit au voisinage de ce point et pour les autres valeurs de y il est possible d'exprimer cet écart par un développement limité. La mesure de R_0 peut se faire par deux moyens :

- . Soit en utilisant l'ophtalmomètre classique.
- . Soit par l'intermédiaire des courbes tracées sur la figure 22.

Cette seconde solution est possible même recommandée, puisque nous matérialisons le plan tangent au sommet cornéen.

7) Equation de la cornée :

On exprime l'écart entre la sphère osculatrice et la cornée par la différence entre (fig. 23) :

$$\begin{aligned}\bar{x} - x &= R_0 - \sqrt{R_0^2 - y^2} - x \\ \bar{x} - x &= g(y)\end{aligned}$$

où

$$g(y) = C_0 + C_1 y + C_2 y^2 + C_3 y^3 + \dots$$

ainsi

$$R_0 - \sqrt{R_0^2 - y^2} - x = C_0 + C_1 y + C_2 y^2 + C_3 y^3 + \dots$$

-----9)

On remarque qu'il existe une relation entre $g(y)$ et $f(y)$, plus précisément entre l'équation différentielle 8 et l'équation 9 tel que

$$g(y) + f(y) = R_0 - \sqrt{R_0^2 - y^2}$$

La solution de l'équation différentielle donne alors une équation qui contient C_1 , C_2 , C_3 , ----- et qui doit être vérifiée quelles que soient les valeurs de y .

8) Application de la méthode de résolution générale à

l'équation de Wittenberg et Ludlam :

Revenant à l'équation différentielle de Wittenberg et de Ludlam⁴⁰⁾, on remarque que dans leur équation, a et b ont une signification différente, puisque la pupille d'entrée ne se trouve pas à l'infini. Du kératographe, on mesure les y_i , à partir desquels on mesure les angles que font les rayons principaux incidents sur l'objectif photo, avec l'axe optique du système.

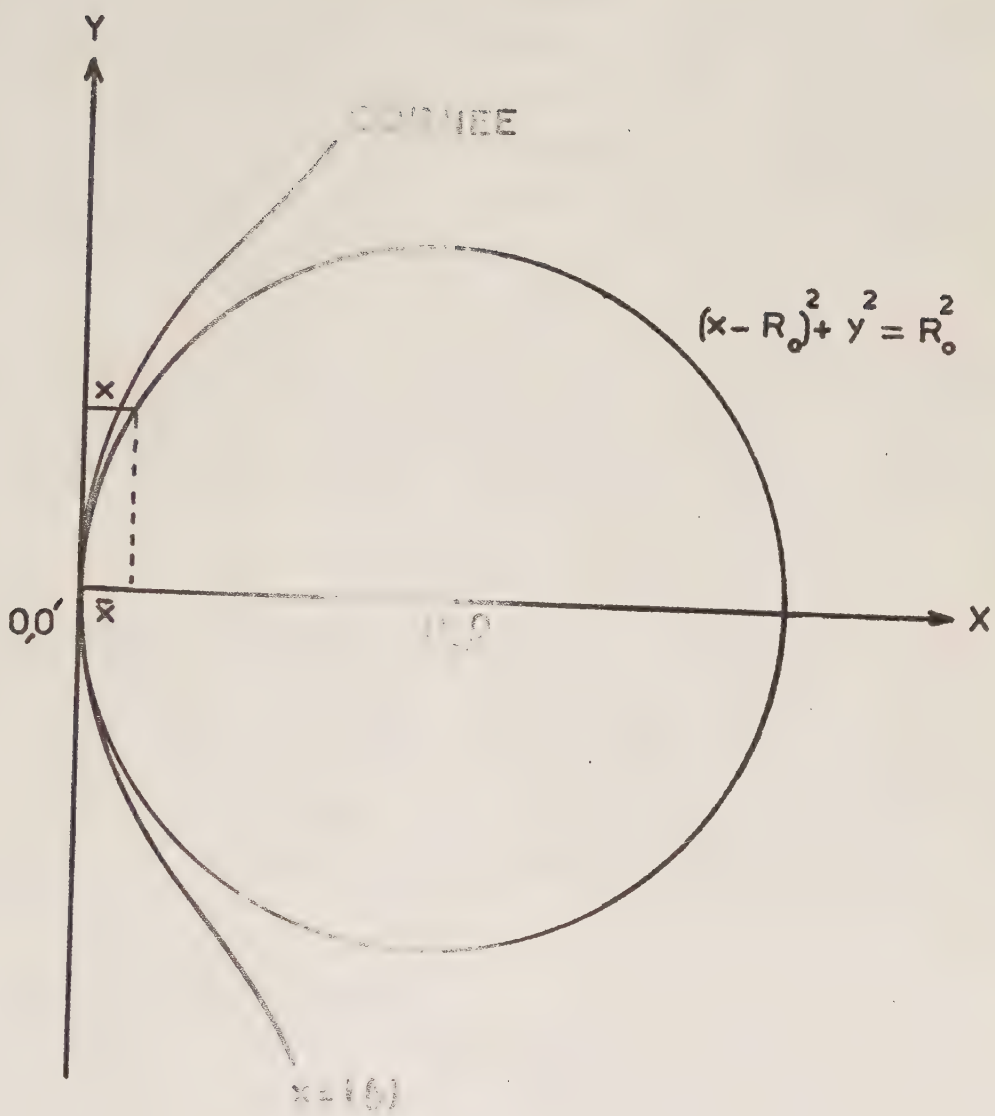


Fig. 23

Ainsi le rapport y/x peut être calculé. Pour chaque y_i l'expérience met en corrélation le rapport y_i/x_i , qui donne la fonction $a(y/x)$. Par le même procédé on obtient la fonction $b(y/x)$. Pour résoudre une telle équation, on introduit les deux fonctions $a(y/x)$ et $b(y/x)$ dans leur endroit respectif et on obtient, une équation de la forme :

$$x' = g(x, y)$$

Lorsqu'on remplace le sous-programme $f(x, y)$ de notre équation différentielle par un autre sous-programme approprié $g(x, y)$, on peut utiliser le même programme principal, utilisé pour notre méthode.

9) Analyses d'erreurs :

Sous cette rubrique, nous allons tester la validité de notre nouvelle méthode d'analyse, et l'influence de certaines erreurs expérimentales dues à l'objectif photo et le décentrement de la cornée. C'est ainsi, qu'on pourrait vérifier la précision de cette méthode.

A) Effet de diffraction :

En déduisant l'équation différentielle, nous n'utilisons que les rayons principaux ; ceci signifie que l'objectif photo est bien diaphragmé, de telle sorte que les zones cornéennes photographiées sont petites et de courbure homogène.

Si le diaphragme est trop petit, les images seront entachées d'erreurs dues à la diffraction, d'où l'imprécision des résultats. Par contre, si nous utilisons une grande ouverture, les images seront entachées d'erreurs dues à l'aberration géométrique de la cornée, et celle de l'ouverture de l'objectif photo. Entre ces deux situations, il existe une ouverture critique, qui donne une netteté optimale.

B) Effet de la position du diaphragme au foyer image :

Lorsque nous plaçons le diaphragme au foyer image de l'objectif photo, et que celui-ci n'est pas spécialement conçu pour une telle modification ; on doit s'attendre à des aberrations notables : distorsion, coma et éventuellement astigmatisme. Mais, comme l'ouverture et l'angle de champs sont petits, la coma n'est pas importante. Par contre, l'astigmatisme peut être inévitable. Cependant son influence ne s'exerce que sur la netteté de l'image. Quant à la distorsion, elle a un effet sur les dimensions de l'image ; ainsi elle doit être prise en considération lors de l'évaluation du kératographe.

C) Décentrement de la cornée :

Jusqu'à présent nous avons supposé que les axes de l'instrument et de la cornée coïncident. Mais que se passerait-il, si cette condition n'était pas respectée ?

Par exemple on peut supposer que les deux axes sont décalés l'un par rapport à l'autre tout en conservant leur parallélisme.

Pour étudier ce cas, nous avons attaché à chaque anneau et sur les quatre demi-méridiens, perpendiculaires les uns par rapport aux autres, quatre marques M (fig. 24). Sur les anneaux d'égal diamètre ces marques sont situées sur des lignes P parallèles à l'axe. Ces lignes sont parallèles à l'axe de la cornée et déterminent les plans PP*. Ce sont ces plans* que nous utilisons pour déduire l'équation différentielle. Ils atteignent le plan principal image de l'objectif, sur une ligne droite. Comme ces plans contiennent les rayons principaux, cette ligne est projetée sur le film à travers le centre de la pupille ; le foyer image est considéré comme centre de projection. Les images de nos marques sont situées sur cette ligne. Aux quatre marques

* En cas d'astigmatisme cornéen cette réalité n'est qu'approximative

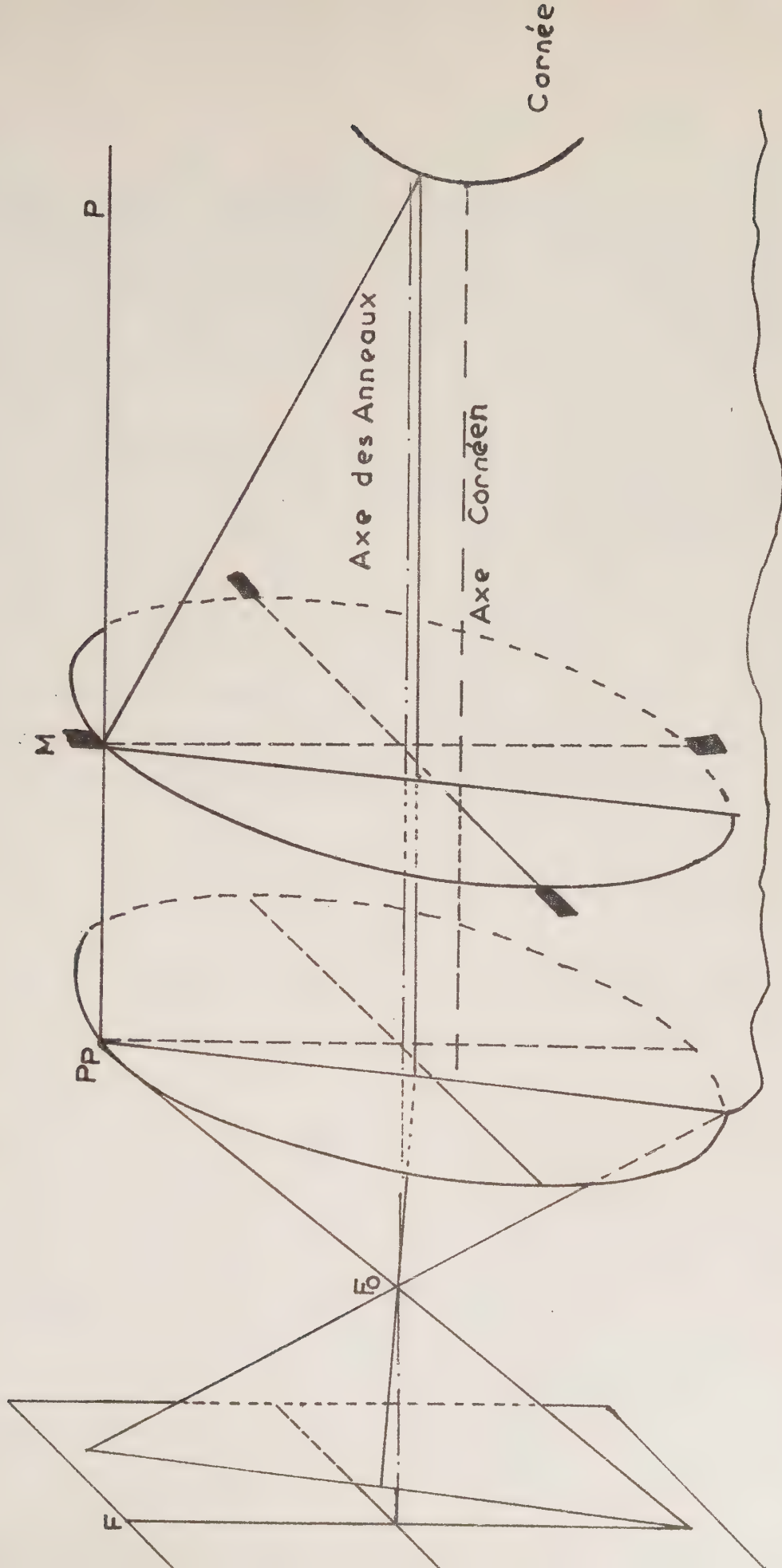


FIG. 24

de chaque anneau correspondent quatre lignes sur le film. Si l'axe du kératoscope et celui de la cornée coïncident, les quatre lignes sont perpendiculaires et forment des angles de 90° . Par contre, s'il existe un décentrement, la valeur des angles sera différente de 90° . De ces angles, le décentrement des axes peut être trouvé.

Le cylindre, que forment les anneaux du kératoscope, coupe le plan principal image de l'objectif en un cercle. Les deux paires de marques peuvent être utilisées pour déterminer un système de coordonnées dans ce plan. Puisque les marques (lignes) tendent vers l'axe, le centre du système de coordonnées, est le centre du cercle. Ainsi, le décentrement de l'axe cornéen peut être caractérisé par les vecteurs Δx et Δy (fig.25). Par suite les tangentes des angles que forment les lignes avec l'axe du système de coordonnées sont les suivantes :

$$\operatorname{tg} \sigma_4 = \frac{\Delta x}{b - \Delta y}$$

$$\operatorname{tg} \sigma_2 = -\frac{\Delta x}{b + \Delta y}$$

$$\operatorname{tg} \sigma_1 = \frac{\Delta y}{b + \Delta x}$$

$$\operatorname{tg} \sigma_3 = -\frac{\Delta y}{b - \Delta x}$$

Or, Δx et Δy sont très petits par rapport à a et b

$$\sigma_1 = \frac{\Delta y}{b}$$

$$\sigma_2 = -\frac{\Delta x}{b}$$

$$\sigma_3 = -\frac{\Delta y}{b}$$

$$\sigma_4 = \frac{\Delta x}{b}$$

L'angle que forme la ligne horizontale est

$$\pi - \sigma_3 - \sigma_1 = \pi - 2 \frac{\Delta y}{b}$$

verticale

$$\pi - \sigma_4 + \sigma_2 = \pi - 2 \frac{\Delta x}{b}$$

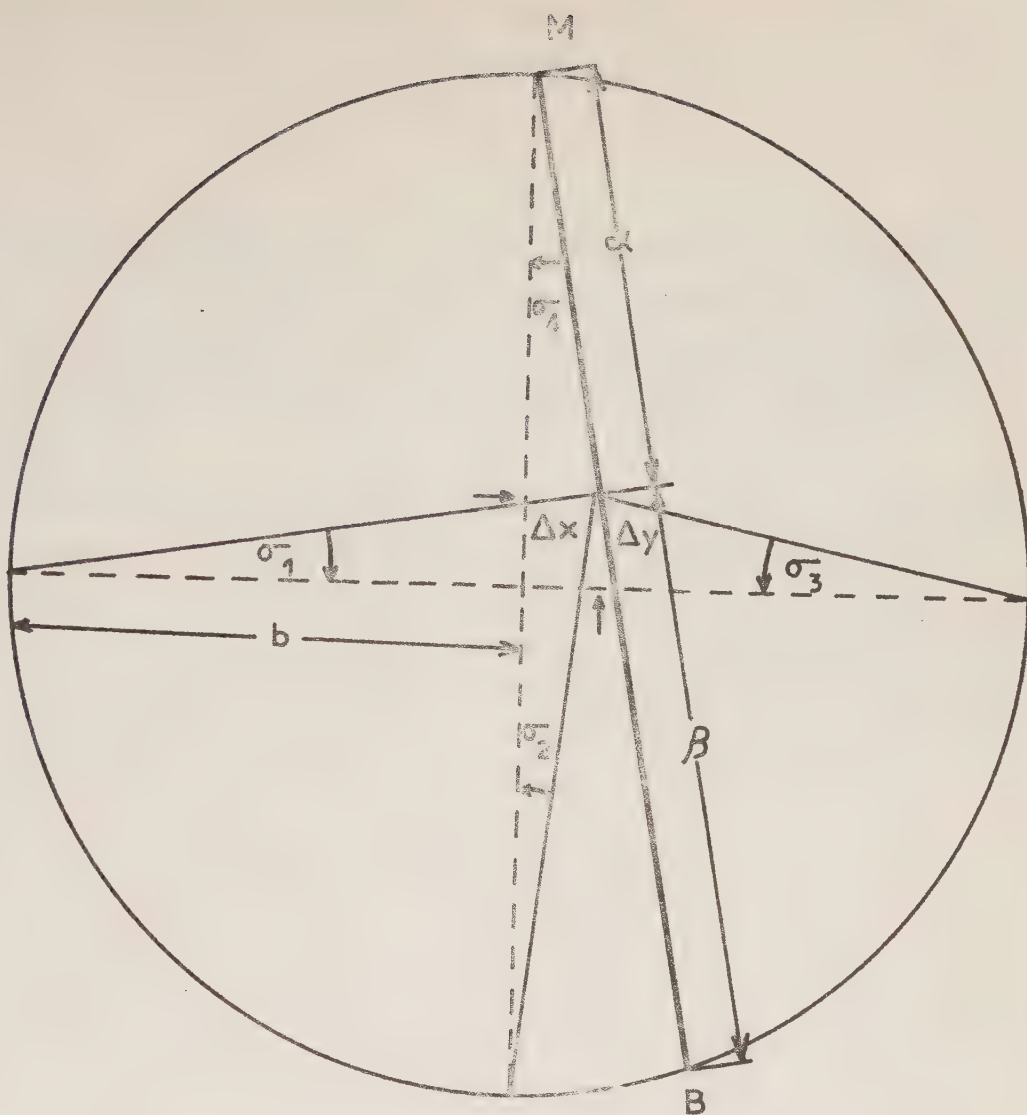


FIG. 25

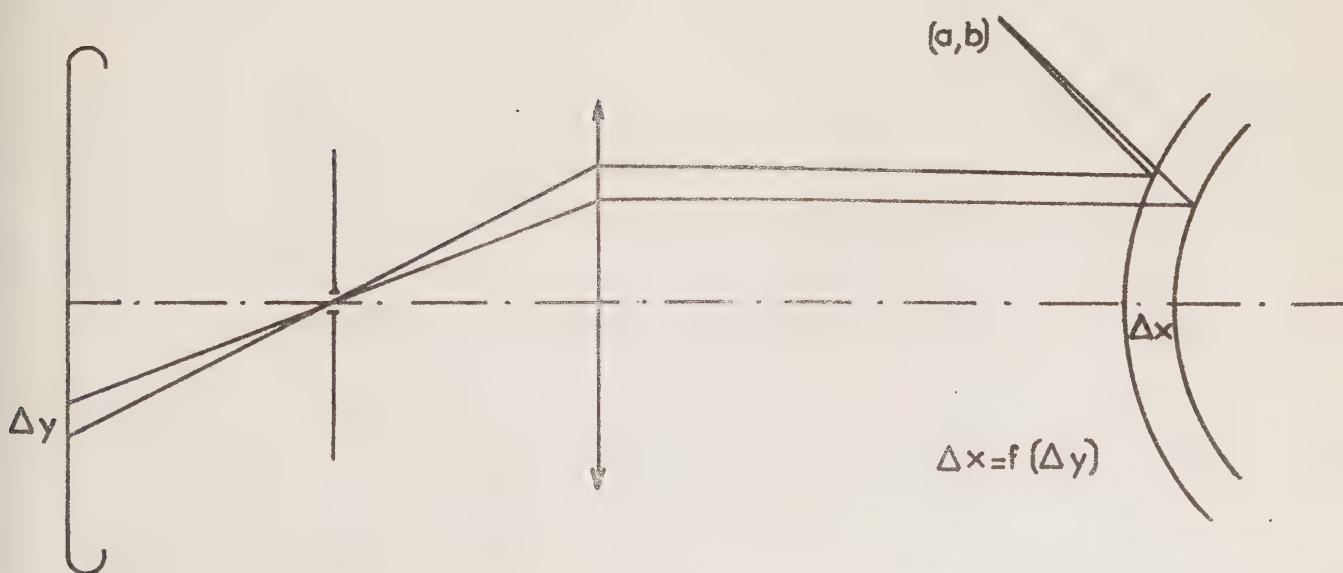


FIG. 26

A partir de ces angles Δx et Δy peuvent être déterminés.

Si Δx et Δy sont connus, en principe, les résultats peuvent être corrigés de l'effet de cécentration. En fait, cet effet est de second ordre, et peut être négligé en première approximation.

Pour évaluer correctement les diamètres des anneaux, les kératographes sont mesurés le long d'une ligne de marque M, et les longueurs α et β sont introduites dans l'équation différentielle, pour les valeurs de y_i . De la figure 25, nous remarquons que, la somme de α et β dépend en second ordre de Δx . Ainsi nous avons

$$\alpha + \beta = 2b$$

$$\alpha = b - \Delta$$

$$\beta = b + \Delta$$

Les hauteurs métriques qui correspondent à α et β sont :

$$y_+ = f(R_0, a, b + \Delta) = y + \Delta$$

$$y_- = f(R_0, a, b - \Delta) = y - \Delta$$

soit

$$y_+ + y_- = 2y$$

où a , b sont indiqués par la position i de l'anneau, R_0 correspond au rayon de courbure de la zone explorée. La mesure du diamètre de l'anneau image dépend au second ordre de Δx et Δy , et les conséquences d'un petit décentration sont négligeables.

D) La précision de a (position de l'anneau) :

La mise au point du photokératoscope et le positionnement de la cornée sont très importants ; pour ce faire on a cherché la précision des mesures, en déterminant l'erreur effectuée sur la mise au point (fig.26).

on cherche Δa par rapport à Δy

$$\Delta a = \left(\frac{da}{dy} \right) \Delta y$$

Des abaques tracés dans la figure 22, le rapport de l'erreur cherchée s'obtient par la pente de la tangente en un point. On a ainsi trouvé que l'erreur de l'anneau le plus rapproché de l'oeil correspondait à $\approx 0,2$ mm et pour l'anneau le plus éloigné de la cornée une erreur de 1 mm environ.

Le calcul a été fait en estimant que la tolérance sur la lecture de y sur le film est de 0,01 mm. Ceci correspond bien à la précision que nous garantissent les deux systèmes optiques supplémentaires que nous avons incorporés dans notre photokératoscop

E) Résultats de la méthode :

Pour la rapidité et la commodité nous avons constitué un programme en langage "Fortran IV" utilisant le principe cité ci-dessus. Ce programme a été réalisé et expérimenté à L'Institut de Physique Nucléaire, sur un ordinateur de "Control Data 6600". On introduit toutes les valeurs expérimentales dans le programme principal qui fait appel à deux sous-programmes :

- . Le premier traite de la méthode des moindres carrés.
- . Le second résout l'équation différentielle par la méthode de RUNGE-KUTTA.

En premier lieu, le programme a été testé sur des valeurs théoriques. En plus des considérations théoriques, des photos prises à partir des surfaces sphériques, et asphériques ont été évaluées.

Le fonctionnement du programme ne s'arrête pas à la résolution de l'équation différentielle, il calcule en plus la différence entre la forme de la surface explorée et la sphère osculatrice. En principe cette différence est égale à zéro pour une

sphère. Lorsque le résultat dévie de zéro, cette asphéricité (Δ') est directement l'erreur de la méthode d'analyse (fig. 27) .

Ainsi, nous obtenons pour les valeurs théoriques une déviation de 0,002 mm ; ce qui signifie que l'équation différentielle est résolue avec une grande précision.

Pour les valeurs expérimentales, réalisées sur des billes sphériques de 7,5 ; 8,0 ; 8,5 et 10 mm, ainsi que sur les surfaces asphériques (deux paraboles de $R_0 = 6$ et 8 mm ; et une ellipse d'axe majeur égal à 10,125 et axe mineur égal à 9 mm ; $R_0 = 8$ mm), l'erreur augmente et atteint 0,02 mm. C'est une précision satisfaisante. A noter, que des calculs théoriques ont été réalisés sur les surfaces asphériques dont la précision était respectivement 0,004 mm pour la parabole et 0,001 pour l'ellipse.

En effet, l'erreur augmente lorsqu'on passe des valeurs théoriques aux valeurs expérimentales. Pour clarifier, la cause de cette dégradation, nous avons étudié l'influence des erreurs stastitiques et expérimentales sur les résultats.

F) Erreur statistique :

En pratique les y_i des anneaux images ne sont mesurés qu'avec une précision limitée, ce qui revient à dire : plus grande est la précision sur y , plus petite sera l'erreur stastitique.

Pour une erreur standard sur y de 0,0041 et 0,0082 mm, l'erreur sur x est de 0,0012 et 0,0024 mm. L'atténuation de l'erreur sur x , s'explique par le fait d'avoir utilisé la méthode des moindres carrés (lors de la détermination de la fonction $a(y)$), qui annule les erreurs stastitiques, par conséquent rend les erreurs sur x négligeables, aussi longtemps que

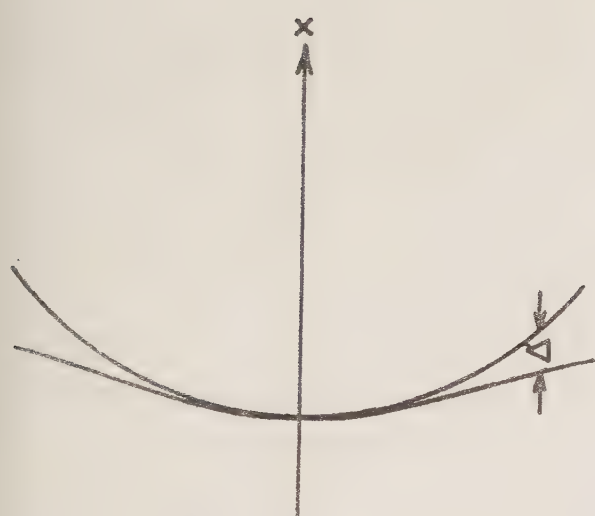


FIG. 27

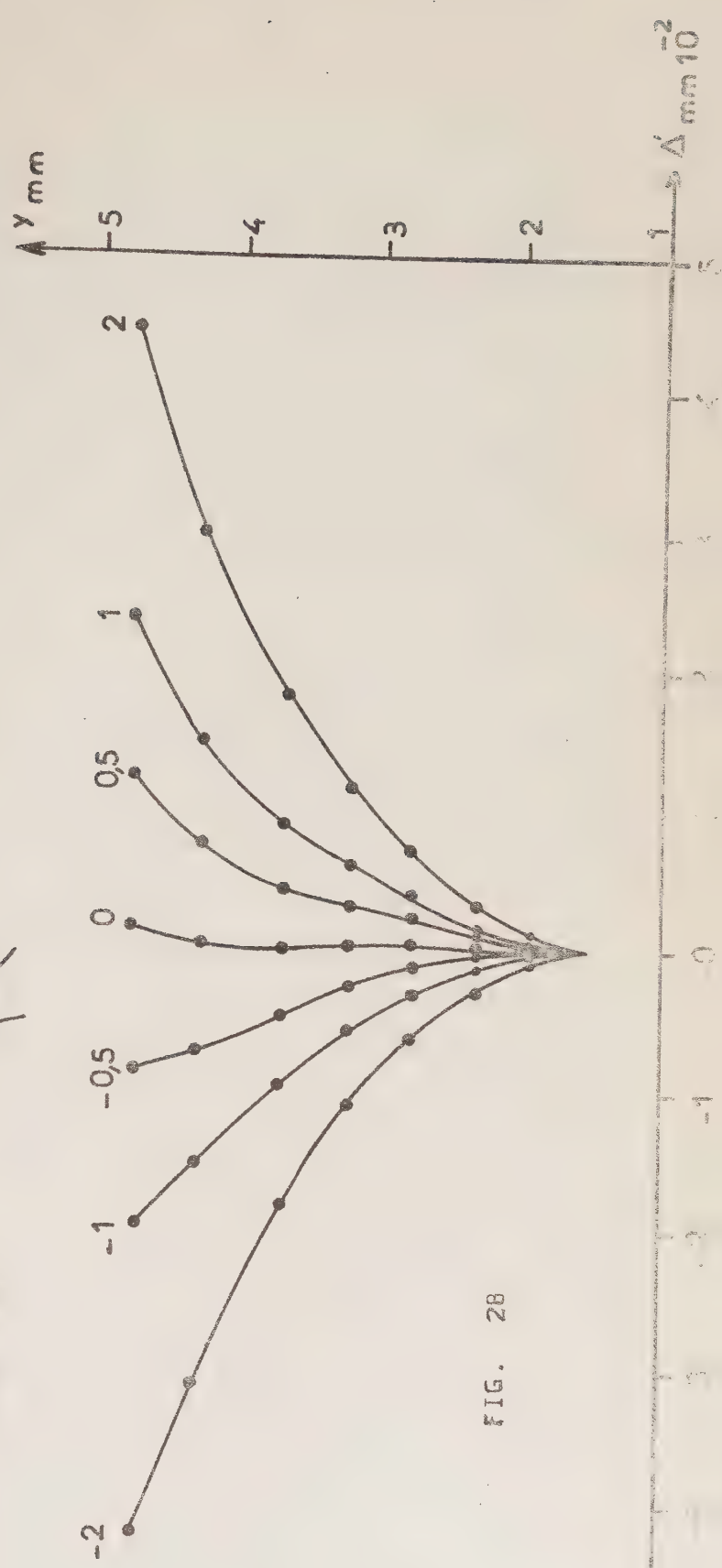


FIG. 28

l'erreur sur y mesurée ne dépasse pas 0,01 mm.

Cette dernière condition est respectée, puisque la précision des mesures réalisées au microphotomètre type Zeiss est de 5 microns et celle du comparateur optique 0,01 mm.

G) Erreurs expérimentales :

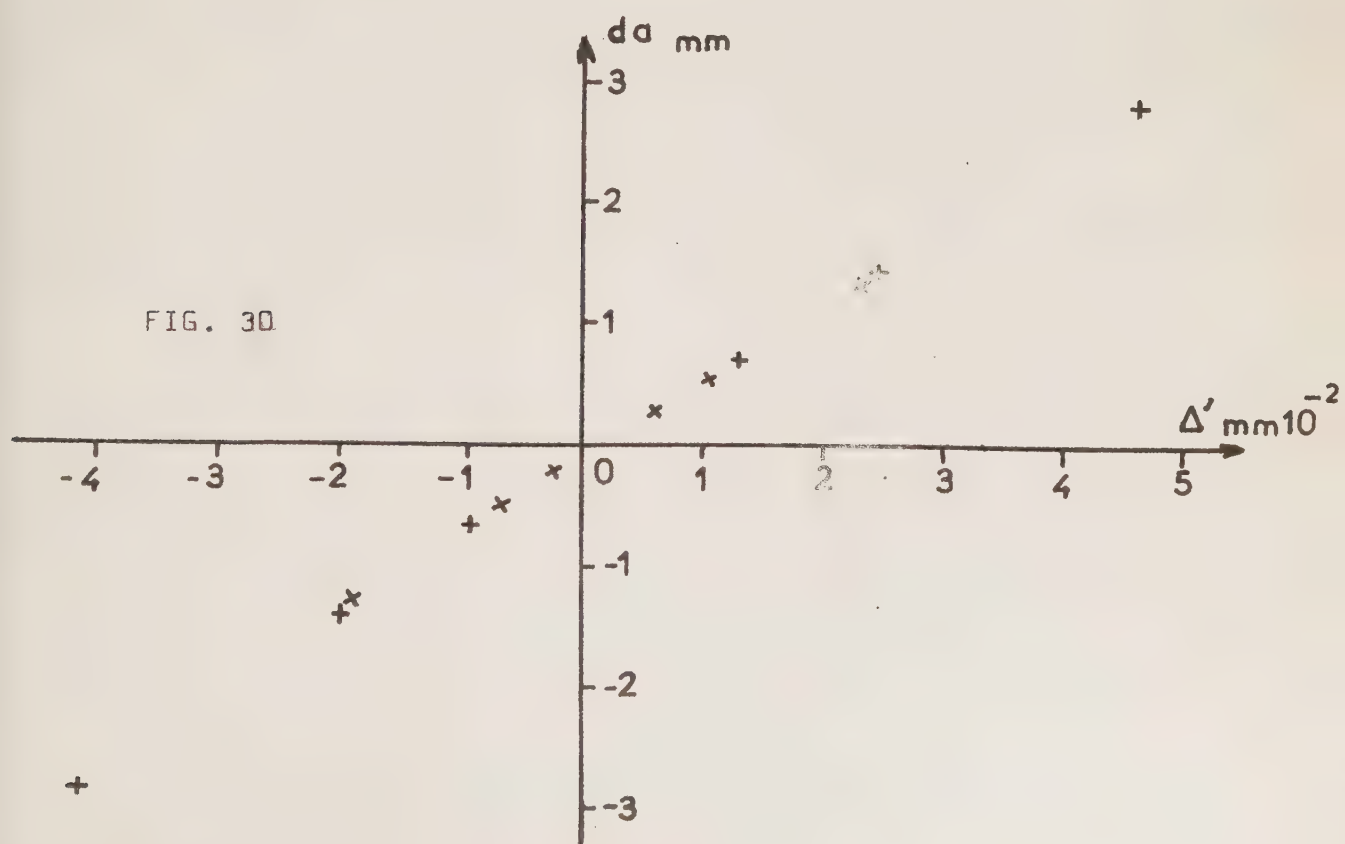
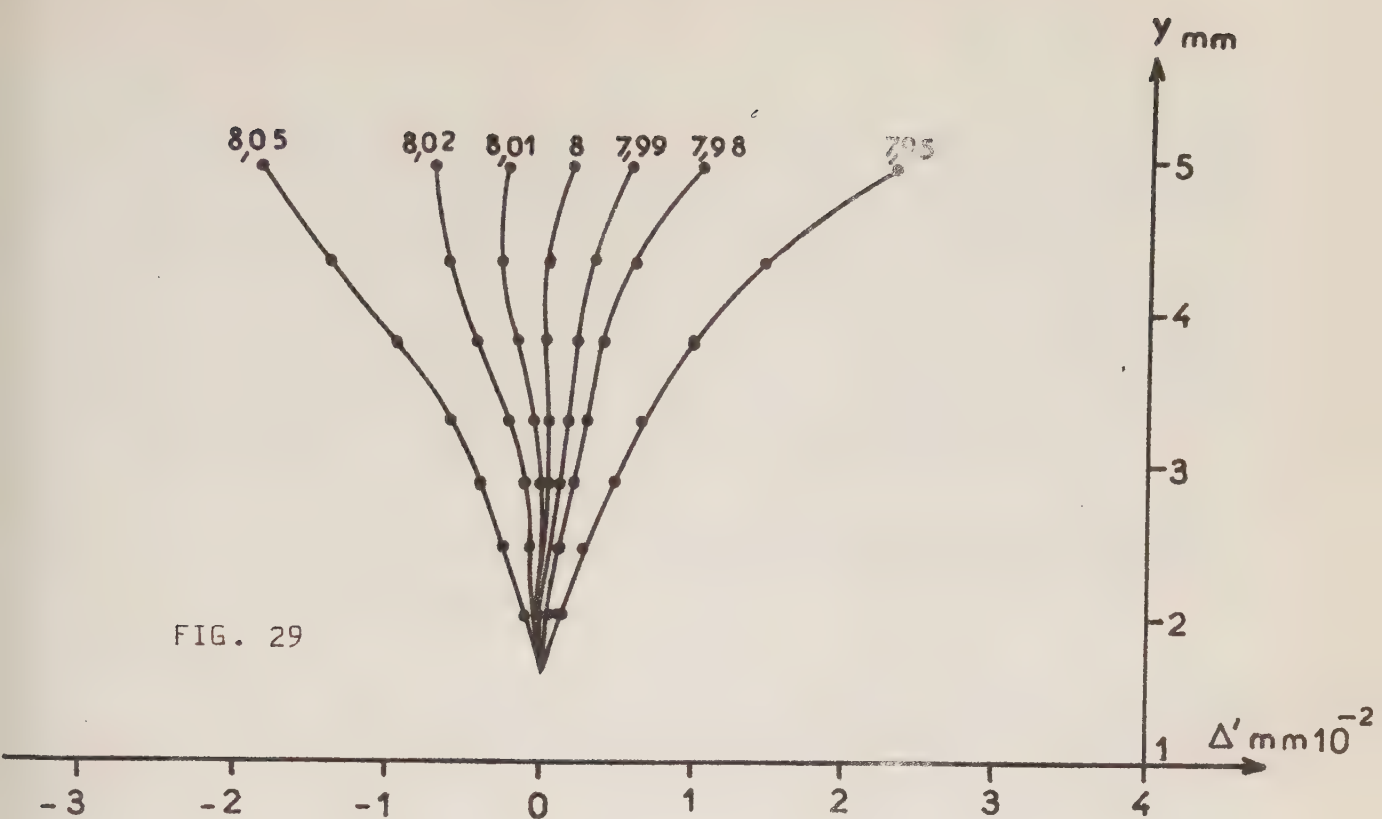
Jusqu'à présent nous avons supposé connaître le point de départ de l'intégration avec exactitude. Ce qui confirme nos résultats. Mais que se passerait-il si le point de départ n'était pas précis ?

Comme nous l'avons vu, le point de départ de l'intégration est situé près du sommet cornéen considéré comme sphérique. Cette zone sphérique est déterminée par l'anneau image le plus petit (y minimal). D'autre part le plan sommet est matérialisé optiquement avec une précision limitée. Une variation sur la position du plan sommet, entraîne une variation sur y minimale. D'où la relation entre la définition du sommet et y minimale.

Nous avons étudié l'influence des erreurs expérimentales en fonction de l'imprécision sur y minimal, qui varie de -0,02 à 0,02 mm. Les résultats sont représentés sur la figure 28, où y est en ordonnée et l'erreur sur x (Δ') en abscisse. L'erreur trouvée augmente graduellement du point de départ de l'intégration et atteint sa valeur maximale à l'extrême périphérie. Dans de telles conditions l'erreur sur x atteint 0,05 mm.

D'autre part nous avons fait une étude d'erreur en fonction de l'erreur sur R_0 qui varie de -0,05 mm à 0,05 mm. On présente les résultats sur la figure 29, tracée comme précédemment. On remarque que les courbes trouvées ont le même caractère que les courbes de la figure précédente. Dans ces conditions, on peut s'attendre à une erreur sur x de 0,02 mm.

Ainsi, les deux cas d'erreurs, définissent une position erronée du plan sommet. A titre de comparaison on a tracé l'erreur due



au positionnement du sommet (da) par rapport à l'erreur sur x (Δ') à l'extrême périphérie. On note que les deux types d'erreurs se trouvent sur une même droite (fig.30).

Pour terminer, nous dirons que l'erreur sur R_0 en elle-même semble insignifiante, par contre l'erreur sur la localisation du sommet cornéen est importante, du fait que c'est elle qui détermine la précision dans les deux cas.

10) Exploration des surfaces cornéennes et résultats expérimentaux :

Nous effectuons tout d'abord les réglages préliminaires, qui consistent à repérer le plan tangent au sommet cornéen. Ce repérage s'effectue lorsque la croix et l'échelon coïncident et se trouvent l'un dans l'autre.

Le menton du sujet est logé dans une mentonnière et il fixe le point de fixation. Puisqu'il s'agit dans cette expérience d'une mesure instantanée en monofixation, ni l'empreinte dentaire, ni le serre-tête ne nous ont paru indispensables.

Les photos obtenues sont suffisamment posées et exploitables ainsi, soit au comparateur optique soit au microphotomètre.

Sur trente sujets ainsi expérimentés, nous avons constaté que la moyenne de la zone optique dite sphérique était de 3,107 mm sur le méridien vertical et 2,826 mm sur le méridien horizontal, par conséquent, plus étalée sur le méridien vertical que sur le méridien horizontal, avec un décentrement nasalo-supérieur.

On note que ce résultat est en contradiction avec les résultats obtenus autrefois par Gullstrand⁴⁶⁾; ce qui mérite une explication :

. En plus de la sensibilité de notre méthode d'analyse, notre y minimal est en moyenne de l'ordre de 1,159 mm

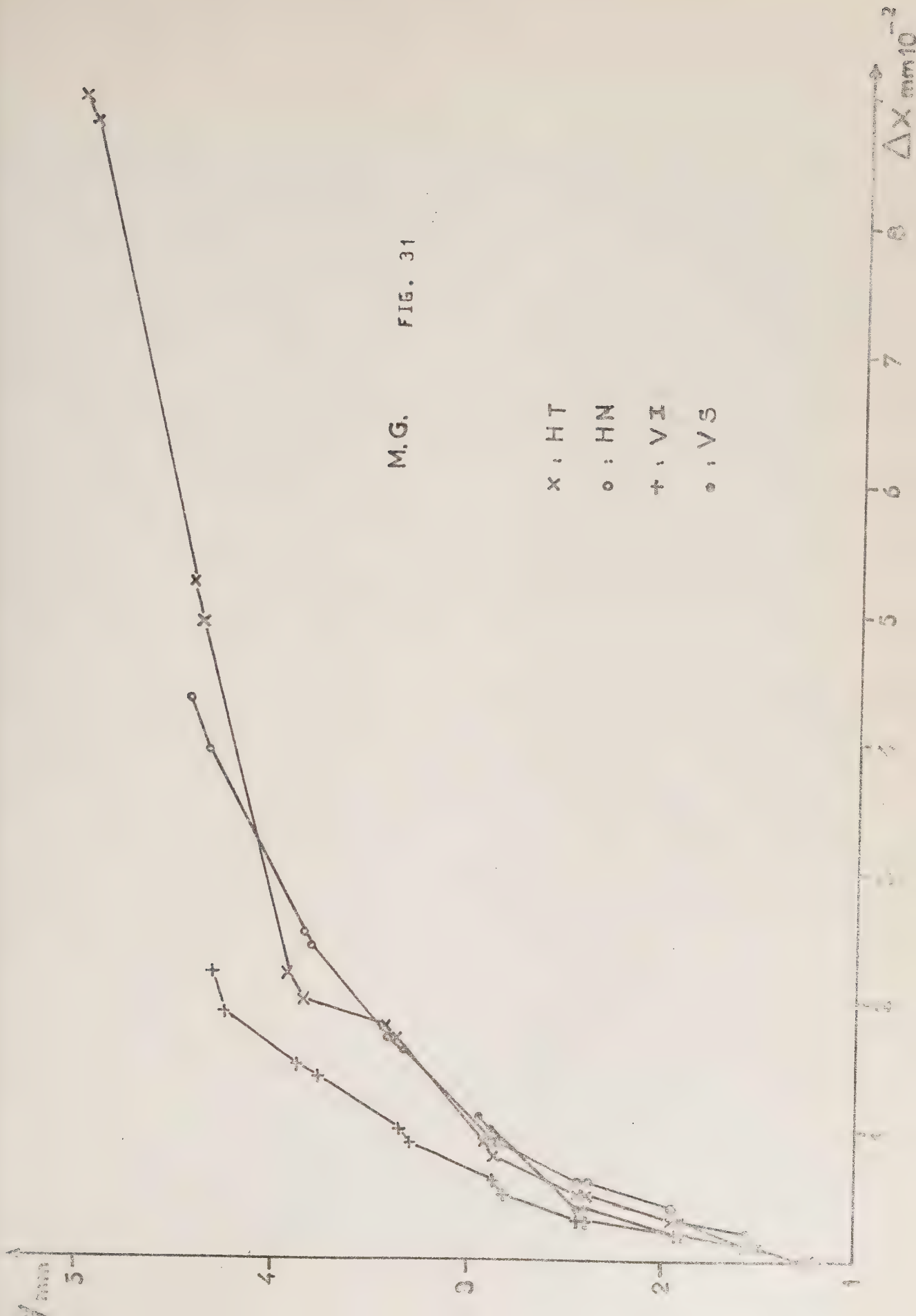
(diamètre de l'anneau image 2,318 mm), plus précisément elle est inférieure à la plus petite zone étudiée par Gullstrand dans son appareil et qui atteignait 4 mm de diamètre.

- En conséquence, pour le méridien vertical la paupière supérieure s'arrête à la limite de cette hauteur en vision normale, par contre sur le méridien horizontal, les muscles extrinsèques exercent toujours des force assez importantes qui se contrebalancent et entraînent des irrégularités permanentes.

Poursuivant l'exploitation de nos résultats nous allons montrer les figures de six cornées qui nous semblent être les plus intéressantes.

Chez le sujet M. G. nous remarquons un fort aplatissement sur le demi-méridien horizontalo-temporal, suivi par le demi-méridien horizontalo-nasal. Ce dernier a une allure d'aplatissement plus régulière que le premier. Le côté temporal est caractérisé par un palier entre $y = 3,415$ mm et $y = 4,110$ mm, qui croise le demi-méridien nasal, dans deux zones bien distinctes ; ce qui signifie que dans ces deux régions les deux demi-méridiens ont le même taux d'aplatissement. D'ailleurs on remarque ce même phénomène pour le demi-méridien verticalo-supérieur, qui croise le méridien horizontal. Pour le demi-méridien verticalo-inférieur, on note qu'il est combré et diffère de tous les autres demi-méridiens. Signalons enfin, que pour les y compris entre 1,94 mm et 2,38 mm, il existe une augmentation d'aplatissement parallèle, entre les trois demi-méridiens temporal-nasal-supérieur (fig. 31).

Pour le sujet I. W. , le demi-méridien cornéen, verticalo-inférieur, peut être décomposé en trois zones. La première zone

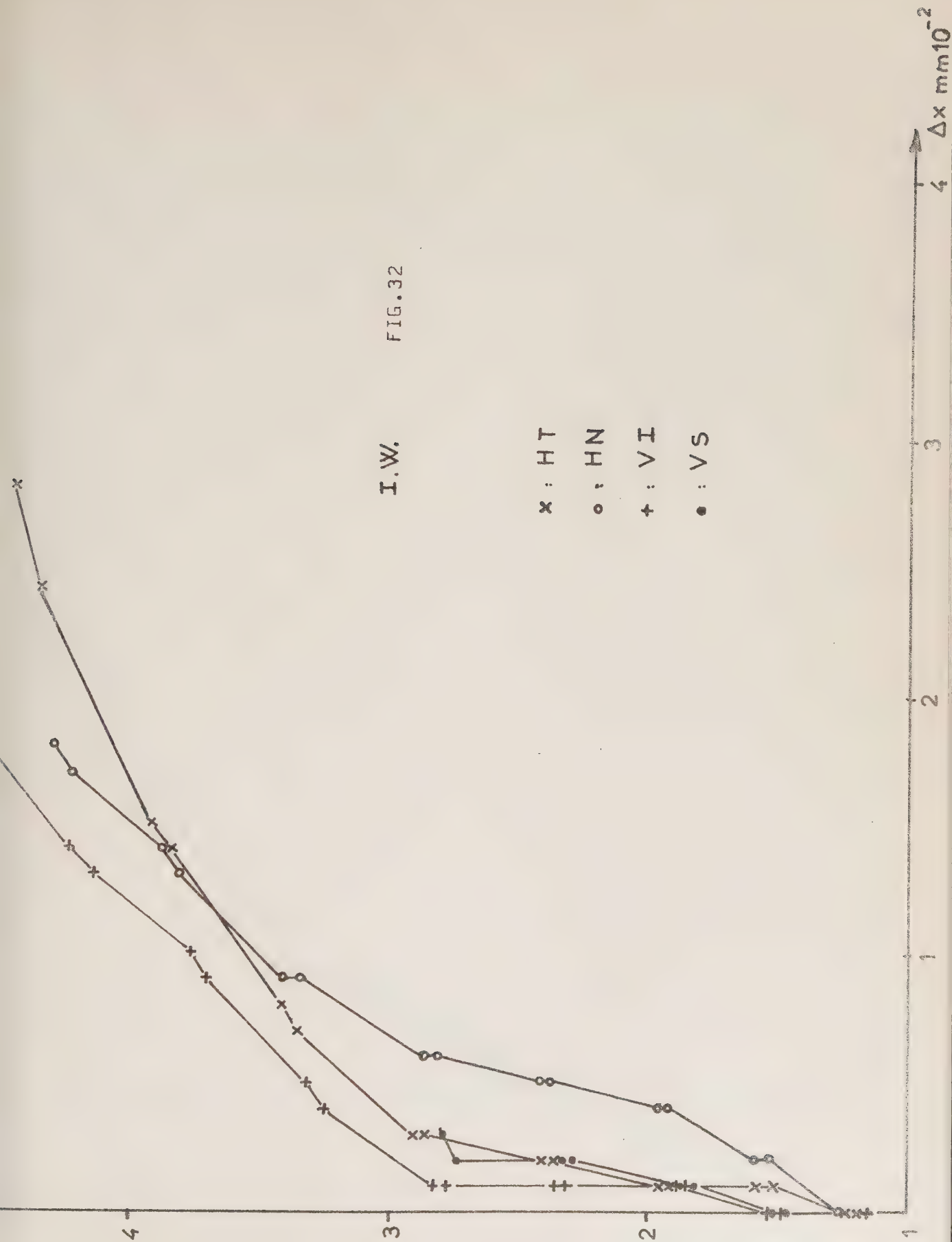


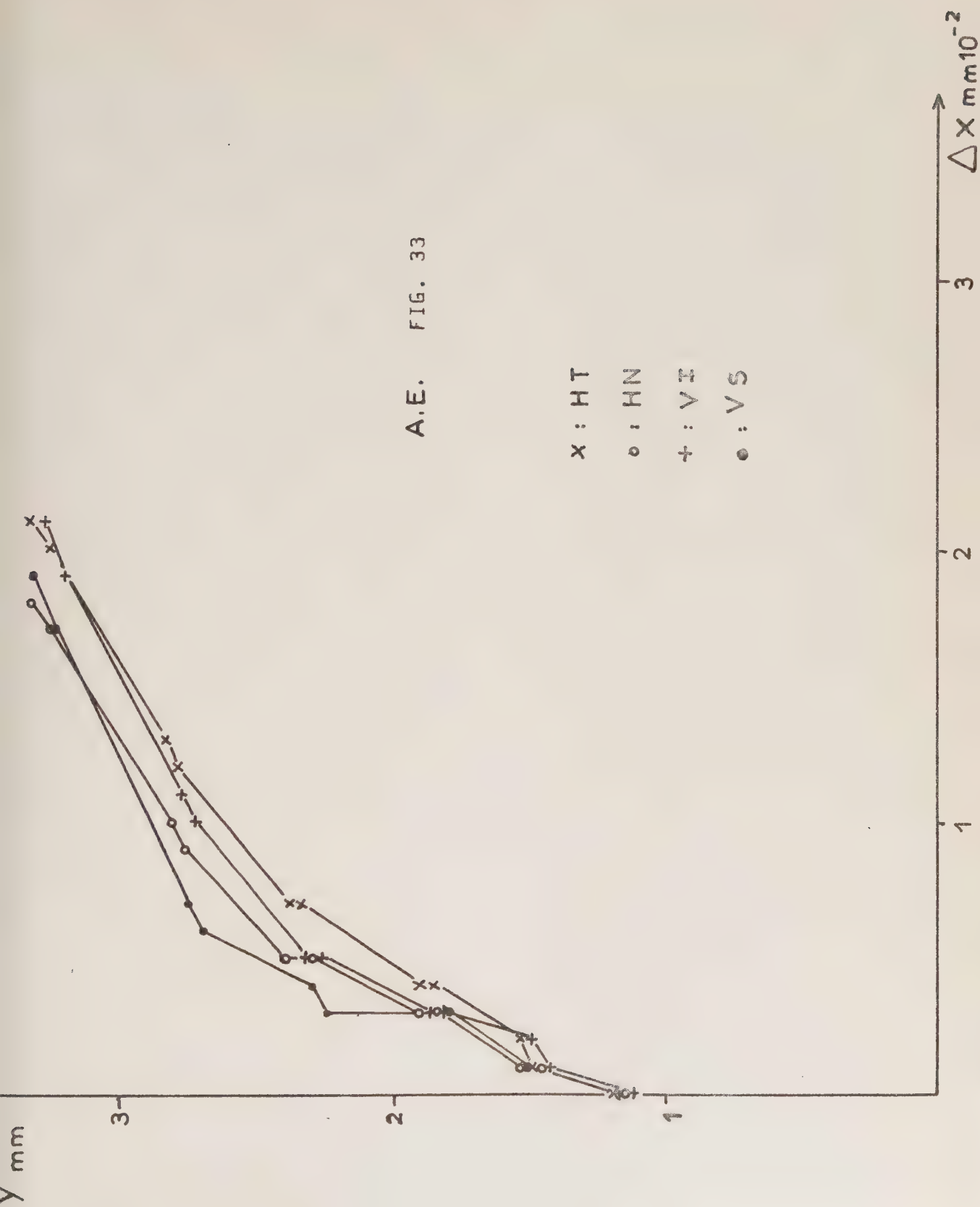
M.G. FIG. 31

est régulière et s'approche de la sphère entre $y = 1,45$ mm et 2,84 mm, suivie par une zone d'aplatissement brusque jusqu'à 3,76 mm, suivie par une troisième zone d'aplatissement en biais. Le demi-méridien verticalo-supérieur, s'aplatit plus ou moins régulièrement jusqu'à $y = 3,74$ mm, ensuite s'aplatit très brièvement pour se trouver sur le demi-méridien horizontalo-temporal. Ce dernier, est marqué par un aplatissement plus étalé et qui croise le demi-méridien horizontalo-nasal dans une zone située au voisinage de $y = 3,64$ mm. Cette zone "limite" permet la distinction entre deux régions, dont la première est plus combrée que le côté nasal ($y < 3,64$ mm) et dont la seconde est plus plate que le côté nasal ($y > 3,64$ mm). A noter, que la zone optique est plus étalée sur le méridien vertical que sur le méridien horizontal (fig. 32).

Le sujet A. E. a un taux d'aplatissement plus accentué sur les deux demi-méridiens horizontalo-temporal et verticalo-inférieur que sur les deux autres demi-méridiens. Ainsi on remarque deux groupes distincts. A titre de comparaison entre ces deux groupes, on constate que la valeur d'aplatissement maximal est presque identique dans un groupe donné, mais légèrement différente entre les deux. Chez ce sujet, le demi-méridien le plus combré est le verticalo-supérieur (fig. 33).

Pour le sujet A. S. les choses se passent différemment. C'est un sujet aphaque privé de son cristallin et plus précisément il a subi une intervention chirurgicale. Ceci explique d'une part la valeur d'aplatissement (important), et d'autre part l'impossibilité (du moins pour ce sujet) d'avoir une information sur le demi-méridien verticalo-supérieur, c'est-à-dire à l'endroit de l'incision chirurgicale (défectueuse pour ce cas). On remarque pour ce sujet que la valeur d'aplatissement la plus importante





A.E. FIG. 33

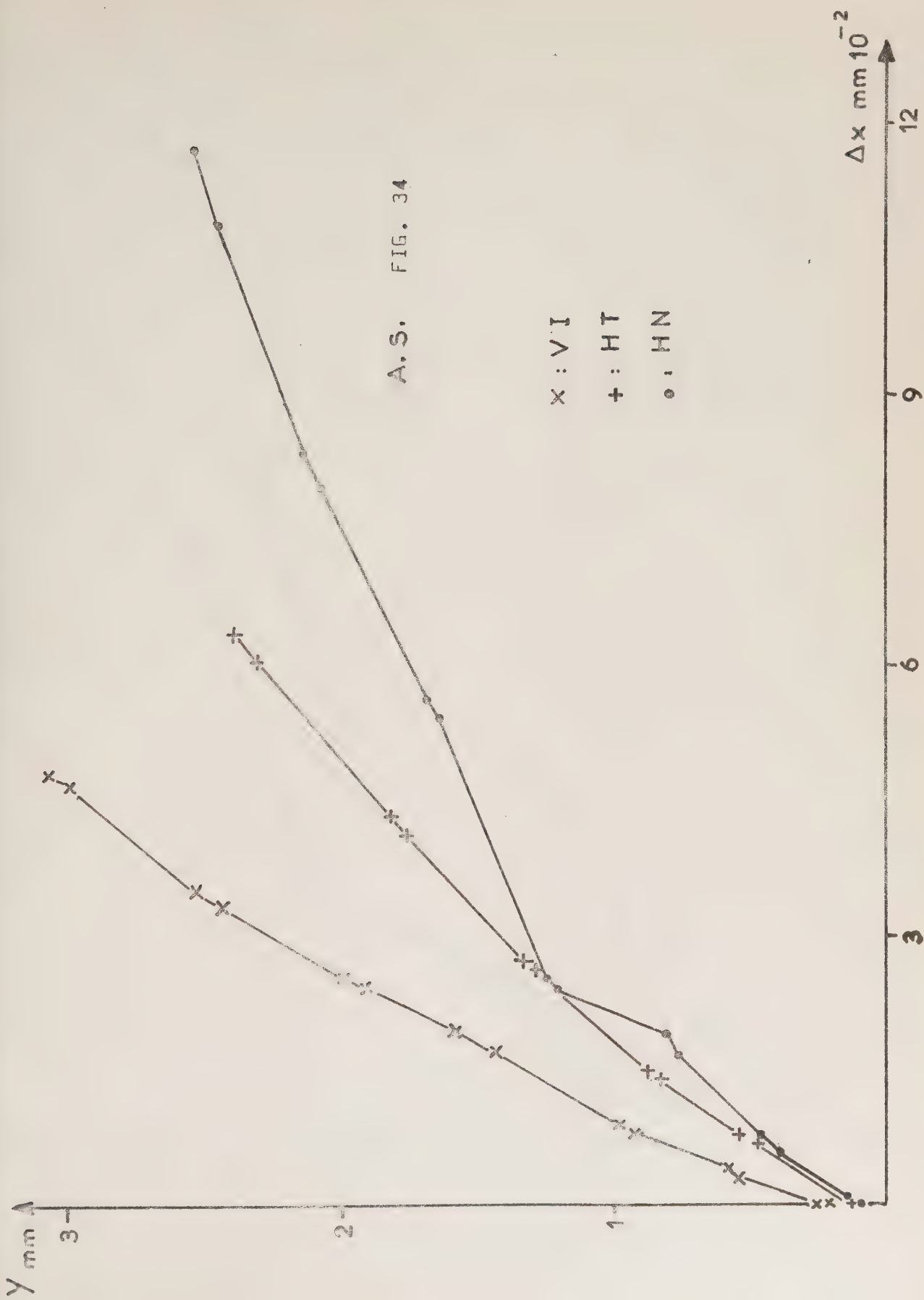
se trouve sur le demi-méridien horizontalo-nasal (fig. 34).

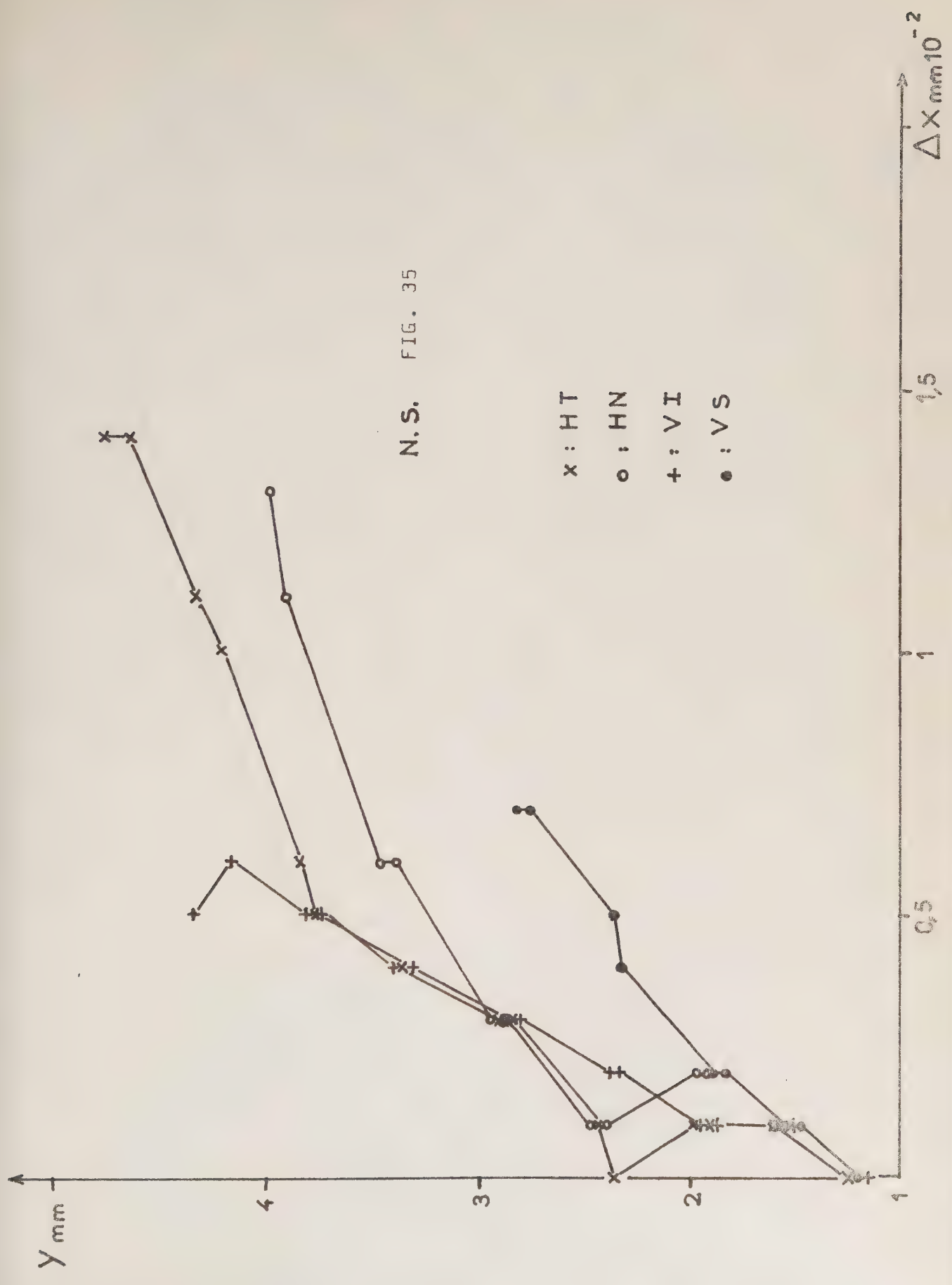
Le méridien horizontal du sujet N.S. est caractérisé par une amorce de dépression* situé entre $y=1,6$ et $2,4$ m/m. Cette zone est suivie par une autre d'aplatissement moyen qui s'accroît à partir de $y=3,47$ m/m pour le demi-méridien horizontalo-nasal et de $y=3,44$ m/m pour l'horizontalo-temporal. Ce dernier se redresse subitement à l'extrême périphérie. Le demi-méridien verticalo-inférieur s'aplatit très légèrement en "vertical" et forme un pli à l'extrême périphérie. Quant au demi-méridien verticalo-supérieur, il est sensiblement plus plat que l'inférieur. A noter que les quatre demi-méridiens s'entrecroisent dans différentes zones et se trouvent très voisins les uns des autres. En général, cette cornée est sensiblement combrée et proche d'une sphère (fig. 35).

Le dernier sujet à commenter F.F. , nous montre un aplatissement très rapide sur le demi-méridien horizontalo-temporal, et manifestement moins rapide sur le demi-méridien horizontalo-nasal. Pour le méridien vertical, le demi-méridien inférieur est plus plat que le supérieur. En terme général, cette cornée s'éloigne sensiblement du cercle osculateur et s'aplatit (fig. 36).

Les deux derniers cas discutés ci-dessus, ont à notre avis une importance particulière. En effet, le sujet N.S. est myope de 4dt et le sujet F.F. est légèrement hypermétrope de 0,25 dt. Si par hypothèse cette amétropie est axiale, l'allure de la forme de la cornée dans les deux cas a une influence sur cet état de réfraction. Il nous est malheureusement impossible de confirmer cette hypothèse, à moins qu'une étude systématique ne soit réalisée. C'est ce que nous nous proposons de faire ultérieurement.

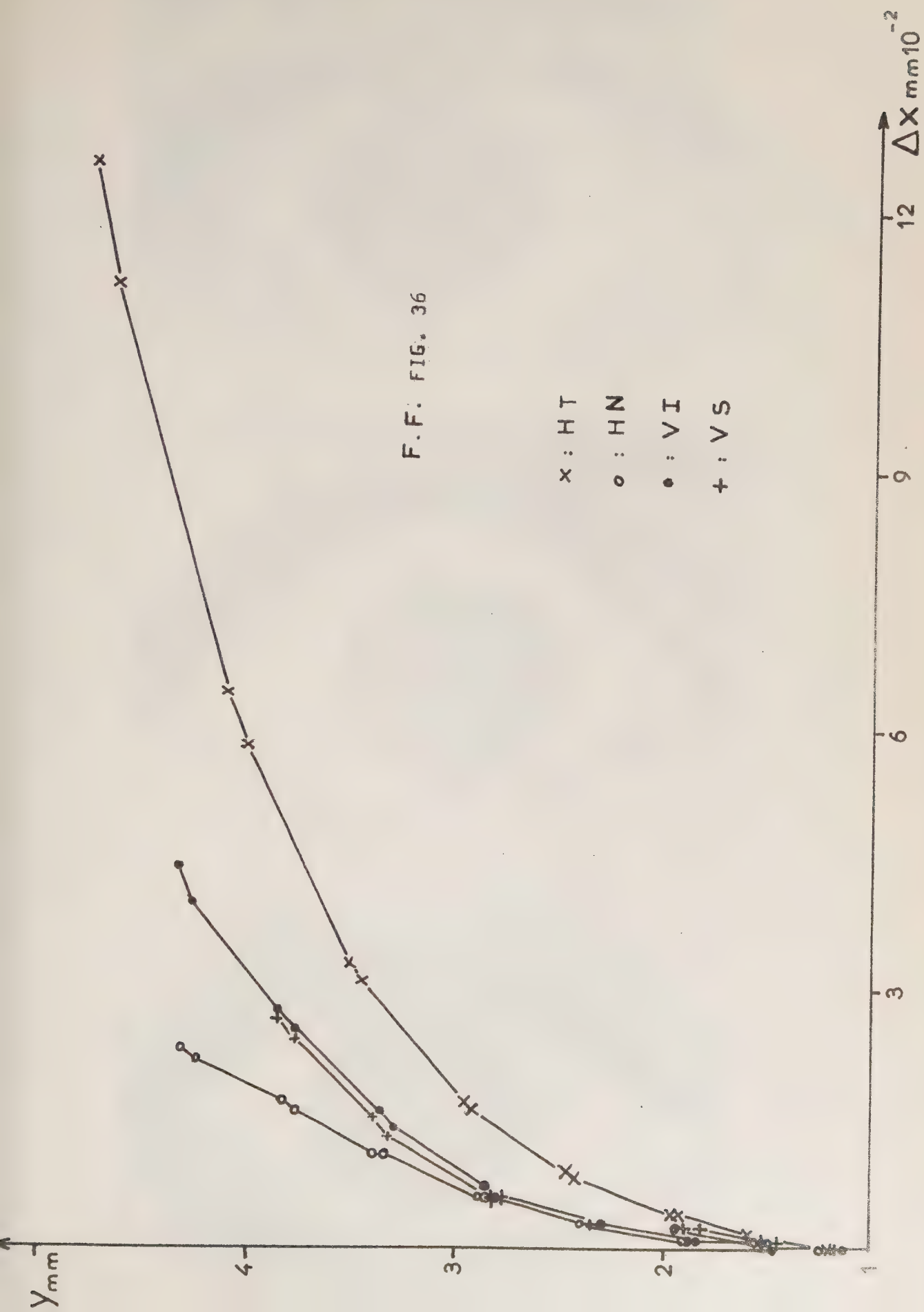
* C'est ce qui a fait croire à certains auteurs⁴⁷⁾ à l'existence d'une zone cornéenne dite "négative".





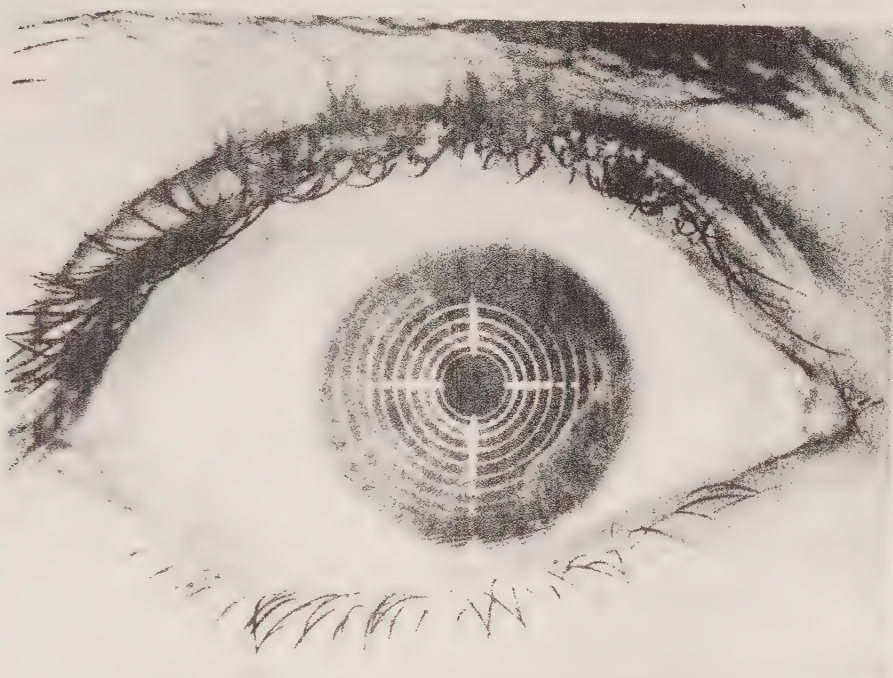
N.S. FIG. 35

x : HT
o : HN
+ : VI
• : VS

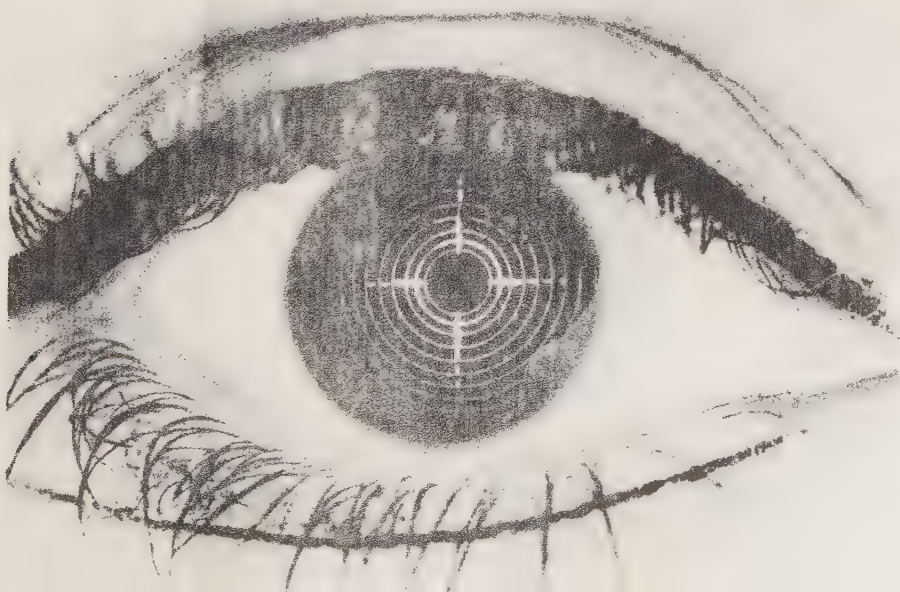




M.G.



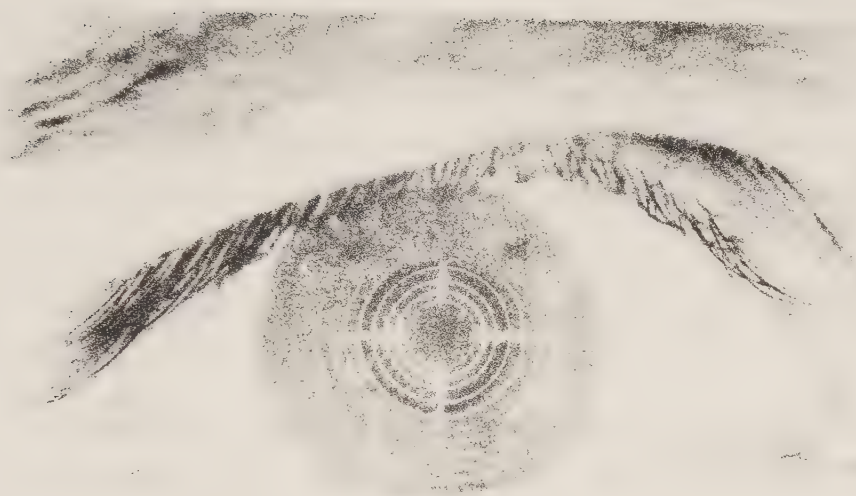
I.W.



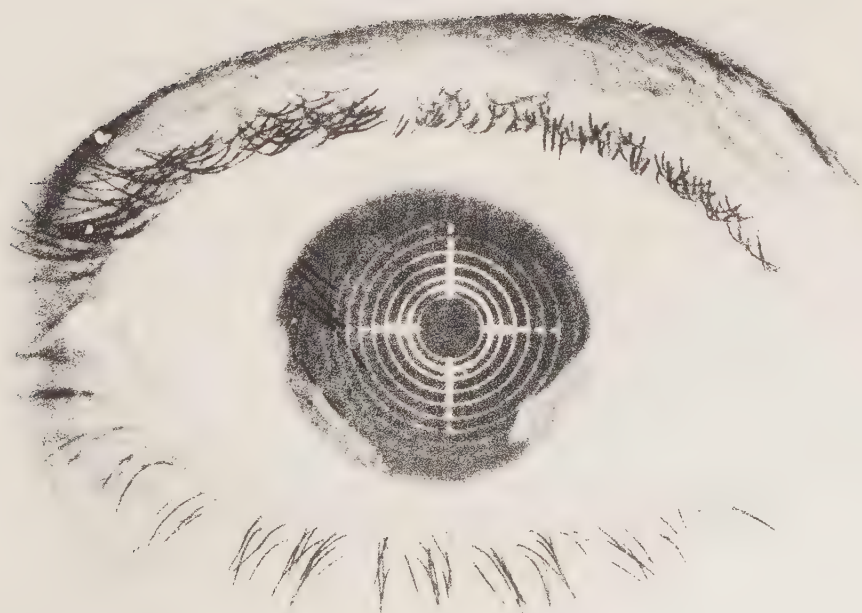
A.E



A



N.S.



F

11) Résumé et avantages de cette méthode d'analyse :

- . L'utilisation d'un diaphragme au foyer image de l'objectif photo, en photokératoscopie, nous a permis de déduire une équation différentielle simple.
- . L'information du profil cornéen mesuré est contenue dans le diamètre des anneaux images en fonction de leur distance du plan cornéen. L'inverse de cette fonction est $a(y)$ obtenue expérimentalement, et doit être introduite dans l'équation différentielle.
- . L'équation différentielle que nous avons trouvée a été résolue numériquement à l'aide d'un ordinateur. En plus, nous avons proposé une solution à l'équation différentielle de Wittenberg et Ludlam.
- . Le point de départ pour l'intégration peut être placé au voisinage du sommet cornéen.
- . Les valeurs théoriques pour des surfaces sphériques et asphériques ont donné des résultats d'une très grande précision.
- . La précision des résultats est très sensible aux erreurs de mesures des diamètres des anneaux images.
- . Les erreurs dues au positionnement du plan sommet cornéen ont une grande influence sur les résultats. Par exemple une erreur de 1 mm provoque une erreur de 0,01 mm sur l'extrême périphérie.
- . Une correction de positionnement du plan sommet cornéen demande une mesure précise de y minimal et de R_0 . Si y minimal est connu avec une précision de 0,01 mm une erreur de 0,01 mm se manifeste à l'extrême périphérie de la cornée. Si R_0 est connu avec une précision de 0,02 mm l'erreur sera de 0,01 mm. Pratiquement et sous de telles conditions nous devons nous attendre à une erreur de 0,023 mm sur l'extrême périphérie cornéenne.

Cette précision peut déjà nous servir lors de l'étude du rythme nycthéméral de la cornée.

- . L'obtention d'un document objectif pouvant faire l'objet d'une étude ultérieure approfondie.

- . La prise des mesures instantanées sur un grand nombre de points évitant la variation de fixation du sujet et le travail fastidieux de l'opérateur. Ce dernier n'a qu'à faire la mise au point et déclencher l'obturateur synchronisé avec le flash stroboscopique.

- . La zone nécessaire à une pointé est en moyenne de 0,05 mm, ce qui supprime pratiquement l'imprécision due à une variation éventuelle dans cette zone.

TROISIEME CHAPITRE

APPLICATION DE LA DEUXIEME METHODE PHOTOKERATOSCOPIQUE

Le premier rapport traitant l'utilisation de la fluoresceïne dans l'adaption des verres de contact remonte aux années 1938, lorsque OBRIG⁴⁸⁾ ajouta au film lacrymal une faible quantité de fluoresceïne de sodium diluée, rendant ainsi la surface antérieure du globe oculaire fluorescente, par l'intermédiaire d'une lampe à lumière ultraviolette..

Alors que dans la pratique des verres de contact, l'adaptateur n'a besoin que d'une image fluoroscopique grossière aux fins d'ajustages et de modifications, dans notre cas, la qualité et la pureté de l'image projetée sur le film est importante, puisqu'à partir de cette donnée nous évaluerons les hauteurs métriques y_i de l'objet photographié.

Puisqu'il s'agit dans ce chapitre d'une méthode photokératoscopique par éclairage fluorescent, il s'avéra nécessaire de donner tout d'abord une idée succincte sur le phénomène de la fluorescence et sa répartition spectrale.

1) Phénomène de fluorescence :

Le nom de fluorescence d'une substance désigne l'émission d'une lumière quand les longueurs d'onde de la lumière d'irradiation sont égales ou plus petites que celles de la lumière émise ; et lorsque ce processus s'effectue en un temps de l'ordre de

10^{-8} de seconde. Ainsi, il ne s'agit pas d'une réflexion de la lumière incidente, mais bien d'une transformation de celle-ci à l'intérieur de la substance.

Avec les progrès techniques, les phénomènes de fluorescence interviennent actuellement sous différentes formes. C'est ainsi et à titre d'exemple, qu'ils peuvent se traduire par l'émission de lumière visible sous la stimulation des rayons X, ou d'électrons, transformer en lumière visible, l'ultraviolet dans les agents du blanchissement des lessives etc...

La compréhension du phénomène de la fluorescence⁴⁹⁾, peut être atteinte par la considération du cas particulier de la résonance par fluorescence, dans laquelle la longueur d'onde de la lumière absorbée est la même que celle de la lumière émise. Dans le cas le plus simple de l'hydrogène l'atome est formé d'un noyau chargé positivement, autour duquel tourne sans rayonnement un électron parcourant un chemin déterminé. Quand un quantum de lumière survenant est absorbé, l'électron saute sur une voie plus extérieure et revient après environ 10^{-8} de seconde avec une émission d'un quantum de lumière. L'atome est alors fluorescent, et une raie spectrale caractéristique de l'atome est absorbée.

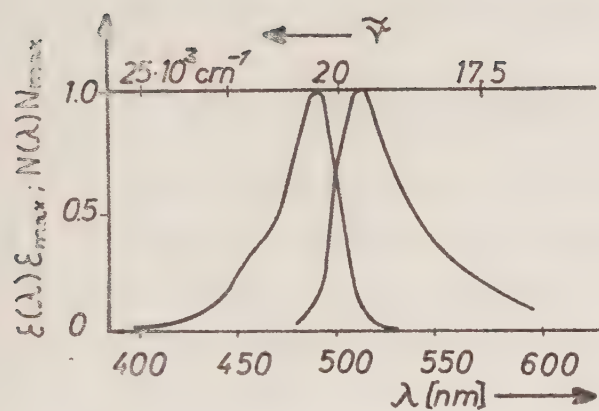
Ce cas simple de fluorescence se présente d'une manière plus compliquée pour les molécules organiques polyatomiques, puisqu'ici plusieurs électrons interviennent simultanément. L'énergie du quantum de lumière absorbée suffit seulement la plupart du temps à l'émission d'un quantum de lumière de plus grande longueur d'onde, puisqu'une partie de l'énergie est transformée en énergie calorifique, ou même est utilisée à une scission de courte durée de la molécule. La molécule est fluorescente,

et on observe une série complète de raies spectrales, qui prennent le nom de bandes, et qui sont caractéristiques de la molécule.

C'est la fluoresceïne disodée la plus fréquemment utilisée dans l'adaptation des verres de contact, qui n'est fluorescente qu'en solution légèrement alcaline. Pour l'excitation de la fluoresceïne disodée on utilise nécessairement un rayonnement dont la longueur d'onde est plus faible que celle qui est émise (loi de Stokes). Comme il s'agit ici non de raies spectrales, mais de bandes, on peut formuler d'une manière plus générale que le centre de gravité de l'excitation doit se trouver à une longueur d'onde plus petite que le centre de gravité de l'émission. Dans cette hypothèse la répartition spectrale du rayonnement excitateur se laisse désigner par une corrélation d'une validité générale, par contre l'émission de la lumière fluorescente dépend de la concentration de la solution. (fig. 37)

Dans le premier cas le degré d'efficacité croît d'abord proportionnellement à la longueur d'onde et, après traversée d'un maximum, baisse ensuite rapidement jusqu'à zéro. Ici est atteint le point pour lequel l'énergie du quantum de lumière absorbée ne suffit plus à l'excitation. Le degré d'efficacité se trouve donc dans un domaine situé approximativement entre 450 et 500 nm.

Dans le second cas, en règle générale la concentration de la fluoresceïne est de 2 % , par instillation d'une goutte de cette solution dans le cul-de-sac conjonctival inférieur, la concentration s'amointrit en quelques minutes par sécrétion lacrymale normale. La répartition spectrale de la fluoresceïne émise, en corrélation avec la longueur d'onde indique une bande située pour l'essentiel entre 500 et 530 nm.



SPECTRE D'ABSORPTION ET
DE FLUORESCENCE.

FLUORESCINE

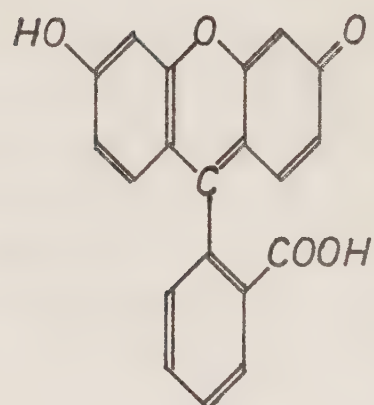
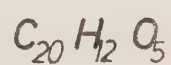


FIG. 37

Pour pouvoir observer sans perturbation l'émission fluorescente et éviter les diminutions de contrastes dues à une lumière parasite, il faut supprimer la lumière excitatrice. Ce qui revient à dire, que l'utilisation de deux filtres complémentaires est souhaitable. Malheureusement, il est presque impossible de trouver en commerce deux filtres tout à fait complémentaires. Les courbes de transmission des deux filtres SCHOTT que nous utilisons (fig. 38), ont une partie commune dans le domaine rouge du spectre. Mais comme notre source, mercure à haute précision émet très peu de lumière dans le rouge (fig. 39) la lumière parasite est pratiquement faible.

2) Principe de la méthode :

Nous adoptons dans ce qui suit la méthode télécentrique, qui consiste à projeter des pinceaux annulaires de lumière ultraviolette sur la cornée rendue fluorescente. On matérialise ainsi sur la surface des fines zones de niveaux (chaque zone correspond à une flèche donnée), qui par émissions pourraient être ensuite photographiées dans le domaine visible. Ainsi, on mesure y sur le kératographe et l'on obtient la coordonnée x d'un point quelconque sur la méridienne, par les courbes d'étalonnage. Plus précisément cette méthode consiste à photographier l'objet lui-même (imaginant des cercles dessinés sur la cornée) contrairement aux méthodes précédentes où l'on photographie l'image de l'objet.

3) Analyse des exigences du dispositif expérimental :

La validité et la précision de cette nouvelle méthode sont tributaires de la précision avec laquelle les angles convergent

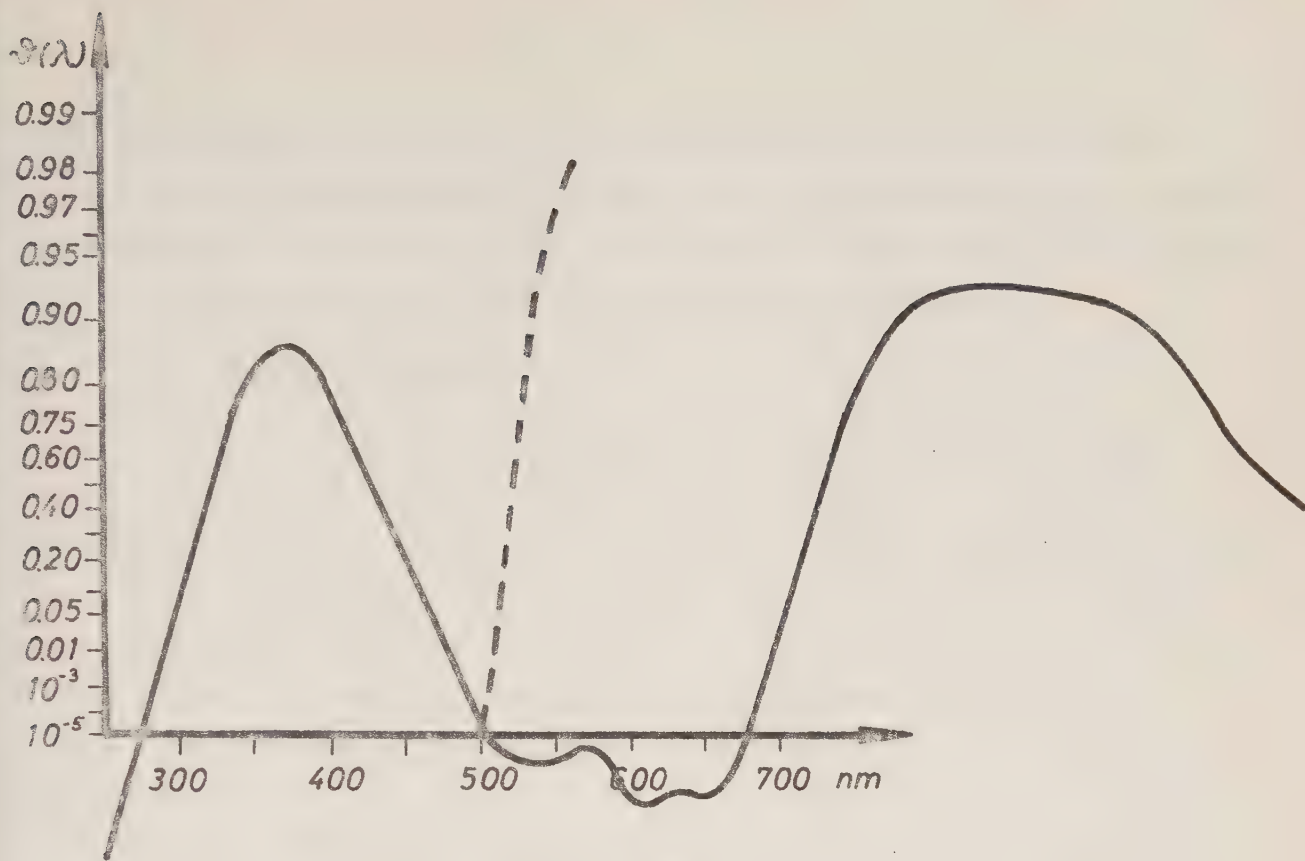


FIG. 38

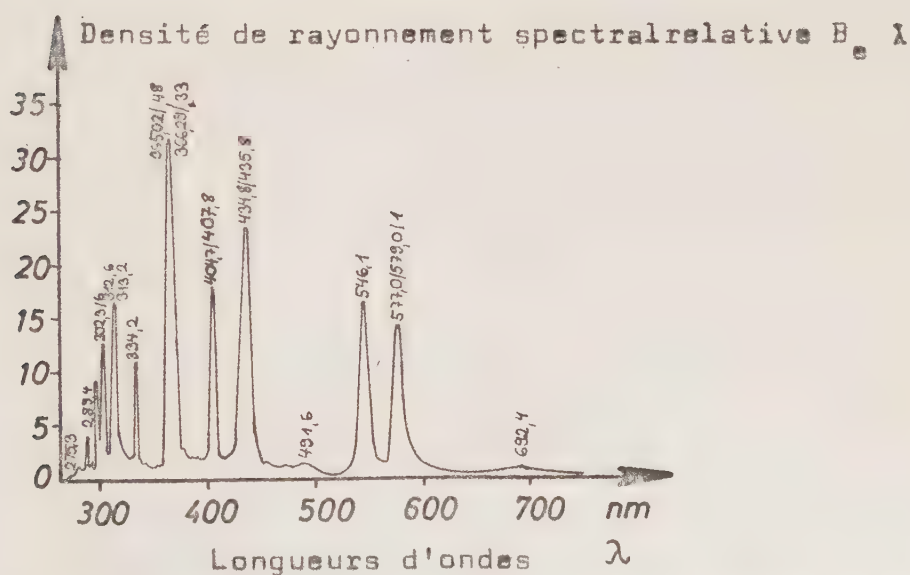


FIG. 39 Répartition spectrale relative de la densité de rayonnement de la lampe HBO 200 w.

sur la surface cornéenne, par conséquent de la qualité et de l'ouverture des systèmes optiques utilisés ainsi que de la source lumineuse. On évoquera dans ce qui suit l'importance et l'influence de ces facteurs sur les résultats expérimentaux.

A) Source lumineuse :

Lors de l'étude théorique de cette nouvelle technique, on a considéré la source comme étant ponctuelle et émettant beaucoup dans l'ultraviolet, ainsi la méthode laisserait prévoir une nette précision. Cependant lors de la réalisation pratique du dispositif expérimental, il fallait surmonter ces dernières conditions qui sont en réalité incompatibles. Par exemple le flux lumineux de la source doit présenter les deux avantages suivants :

- 1°) Sa contenance selon sa répartition spectrale, les raies les plus importantes entre 300 et 450 nm.
- 2°) En conséquence, sa puissance d'intensité lumineuse dans le domaine qui nous intéresse.

De telles exigences se trouvent satisfaites, par l'utilisation d'une lampe à mercure à haute pression. (fig. 39).

Cependant l'écart des électrodes durant le fonctionnement de la lampe est important et atteint $2,2 \times 0,6$ mm. Pour remédier à cet inconvénient, on a eu recours à la diaphragmation qui a soulevé un double problème :

- 1°) Pour que la source soit quasi-ponctuelle le diaphragme doit être aussi petit que possible.
- 2°) Par contre il ne peut être trop petit, afin que l'éclairage par fluorescence parvienne à une bonne exposition du film utilisé, dans un laps

de temps relativement court.

Entre ces deux situations, il existe une ouverture critique qui sera confirmée expérimentalement.

B) Systèmes optiques :

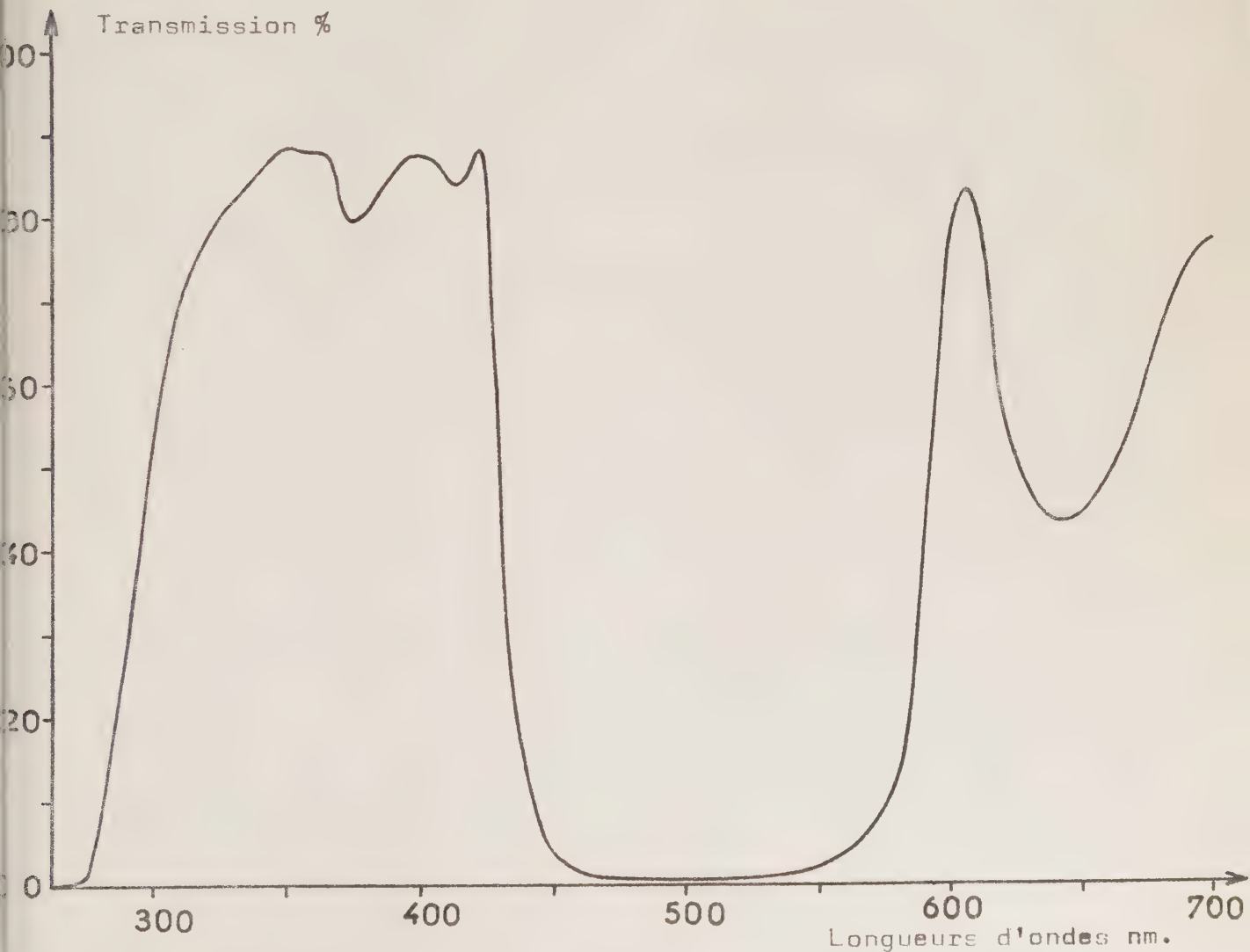
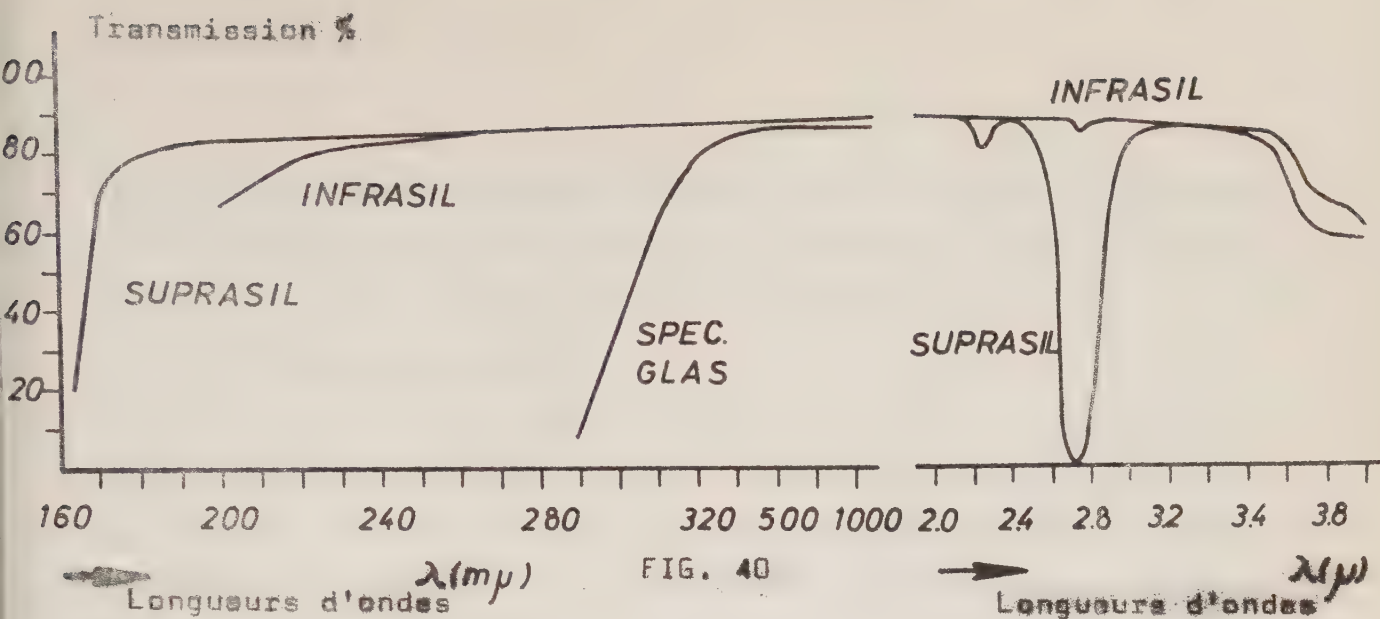
Puisque nous travaillons dans des zones spectrales comprises entre 300 et 450 nm, le matériau dans lequel les systèmes optiques sont façonnés, doit obligatoirement posséder une grande transmission dans ce domaine. C'est ainsi que nous avons été amenés à faire fabriquer ces systèmes avec du quartz fluoreïne ou silice (suprasil ou infrasil) fluoreïne, dont nous présentons les courbes de transmissions dans la figure (40) .

En plus de ces conditions, s'ajoute le problème de l'ouverture des objectifs (flux lumineux) qui n'est pas dissociable des aberrations géométriques, dont les plus importants sont l'aberration chromatique et sphérique. Quant à la distorsion, qui a une influence directe sur les dimensions de l'image, elle est inévitable, et doit être prise en considération lors de l'évaluation du kératographe.

Cette méthode est basée sur une relation angulaire. Si la précision requise sur les coordonnées x et y est de l'ordre du centième de millimètre, le calcul nous montre que les angles d'incidences doivent être précis. Cette exigence n'est satisfaite que si les systèmes optiques utilisés sont corrigés au maximum des aberrations sphériques et chromatiques : les résidus doivent être en pratique inférieurs à $f/1000$.

C) Miroirs optiques :

Il est insignifiant d'utiliser une source très intense, si les composantes optiques ont une faible ouverture. C'est ainsi,



que nous utilisons un miroir sphérique d'une grande ouverture 1,12 , corrigé des aberrations géométriques et d'un autre miroir plan, tous deux traités pour l'ultraviolet.

D) Lame séparatrice :

On peut craindre de cette lame un effet d'astigmatisme, dont il faut tenir compte. Pour augmenter le taux de lumière excitatrice, le taux de la lumière fluorescente reçue par l'appareil récepteur, tout en améliorant le filtrage (suppression de la lumière excitatrice) nous utilisons une lame dichroïque, selon les particularités suivantes :

- support en silice fondue d'épaisseur 1,5 mm
- caractéristique :

300	T. max	450 nm, R max. à 530 nm.
-----	--------	--------------------------

pour plus de précision voir la figure 41 .

E) Test objet :

On projette un objet constitué de plusieurs anneaux concentriques noirs et blancs. Il comprend une pièce signavex positive en silice fondue, d'épaisseur 1,5 mm. Il comporte 17 anneaux équidistants de 0,5 mm, d'épaisseur 0,5 mm dont le diamètre de l'anneau central (minimal) est de 2 mm. Selon les caractéristiques du test, ceux des systèmes optiques, nous serons amenés à mesurer la quasi-totalité de la surface cornéenne.

F) Système de contrôle du plan sommet cornéen :

Pour éviter toute erreur supplémentaire due au déplacement longitudinal de la tête du sujet, on utilise un système identique à celui que nous avons utilisé dans le photokératoscope à anneaux diffusants (Cf. Chp. 2, par. 2).

4) Montage expérimental :

En partant de ces renseignements on a pu concevoir le dispositif suivant :

La source lumineuse (lampe HBO 200 w) est projetée sur un petit miroir plan M_1 , se trouvant tout près du diaphragme. Cette source est projetée à l'aide de deux lentilles plan-convexes logées dans un barillet (bosse à bosse), afin d'éliminer au maximum les aberrations. Du miroir plan les rayons sont orientés vers le miroir sphérique M_2 concave de grande ouverture, qui fait converger les rayons incidents sur le diaphragme. A partir du diaphragme la lumière est dirigée vers le système optique, qui comprend deux objectifs identiques, logés dans un tube, dont les deux surfaces convexes se trouvent face à face. Ainsi, les rayons qui se trouvent entre les deux objectifs sont parallèles, d'où le double avantage :

- 1°) L'éclairement du test projeté en lumière parallèle.
Ce test T est placé devant d.
- 2°) La surface convexe de d_2 se trouve en face de l'émulsion photographique (système de retour)
d'où l'atténuation des aberrations.

On loge la lame dichroïque L entre d_1 et d_2 . Pour plus de précaution, et plus de précision mécanique, le support de la lame est fixé par une gomme de trois vis, permettant sont réglage optique. Ce même principe de réglage optique est adopté pour les miroirs. Finalement les rayons convergent vers le point I. Toutes les pièces optiques, y compris les systèmes optiques de repérage du plan, sont montées sur une plaque support, soutenue par deux cavaliers sur le banc d'optique. Le boîtier de l'appareil

photographique peut coulisser sur une plaque indépendante, montée sur un cavalier. Ce dernier est fixé sur un banc optique perpendiculaire au premier. On place un diaphragme au foyer image de d_2 , afin de récupérer les rayons paraxiaux. Au voisinage du diaphragme, on place le point P de fixation (fibre optique) que le sujet voit à travers d_2 .

Quant à la lampe à mercure, elle est placée sur une plaque à crémaillère, permettant l'orientation en directions longitudinale et transversale. Cette lampe est connectée avec un stabilisateur (courant continu). Les deux filtres, sont placés, respectivement en avant du système d'éclairage et du système de récupération (fig.42)

5) Expériences préliminaires et résultats de la méthode :

Pour tester cette nouvelle technique de photokératoscopie, et avant son application à la mesure de la forme de la cornée, il s'avéra nécessaire de trouver un modèle cornéen remplaçant celui des autres méthodes, où l'oeil était considéré comme surface réfléchissante et où de ce fait, une bille sphérique pouvait être utilisée.

Dans ce but nous avons pensé au polymère gel de glycol-méthacrylate⁵⁰⁾ que nous étudierons en détails dans le chapitre des déformations cornéennes. Rappelons que la structure de cette matière ressemble de près à celle des tissus humains "in vivo" et est d'ailleurs utilisée pour des fins chirurgicales : elle a montré une bonne tolérance par l'organisme après implantation^{51,52)}. Deux avantages majeurs caractérisent cette matière, nécessaires pour nous comme modèle cornéen, à savoir :

- 1°) Un module d'élasticité équivalent même dépassant celui de la cornée.

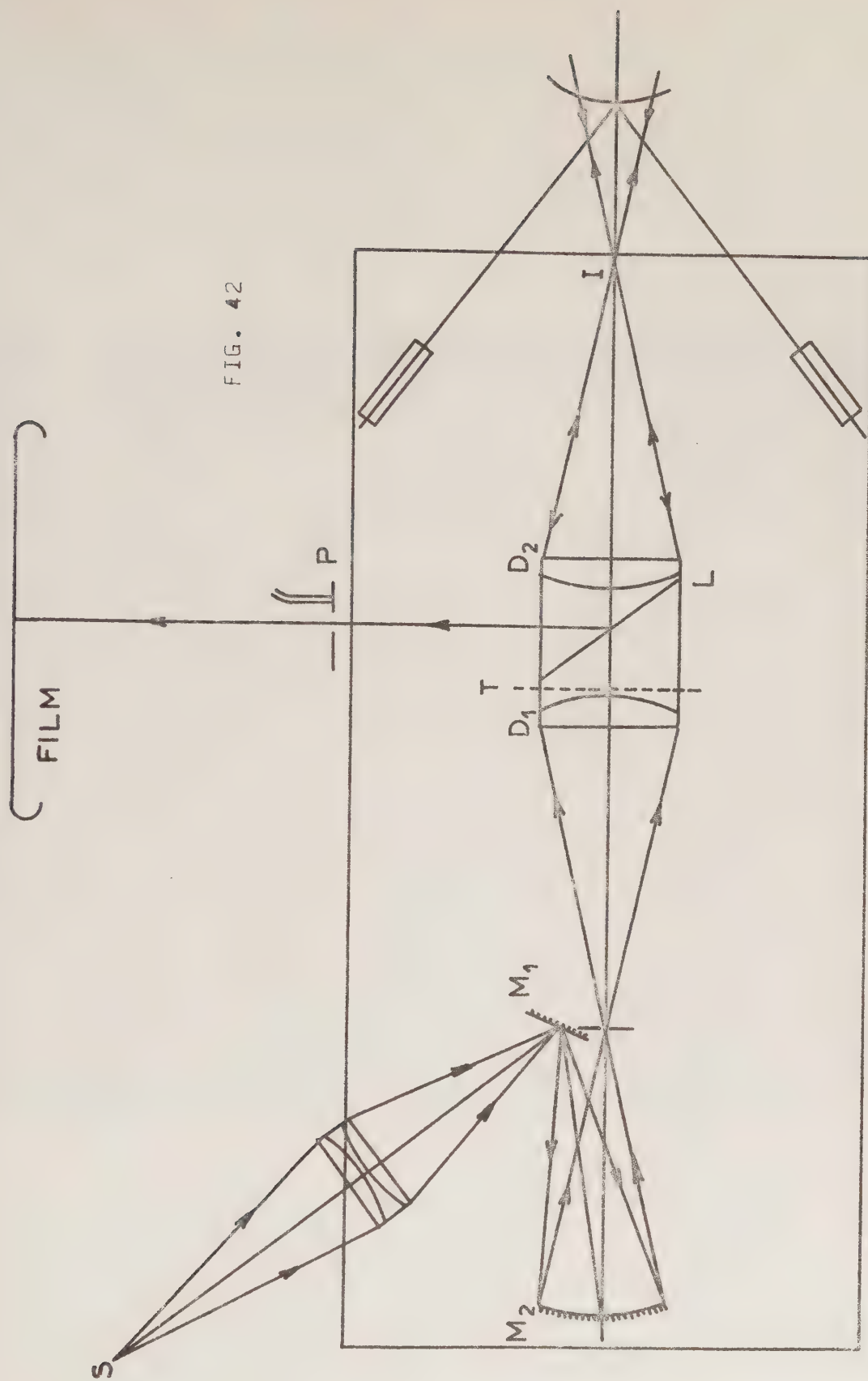
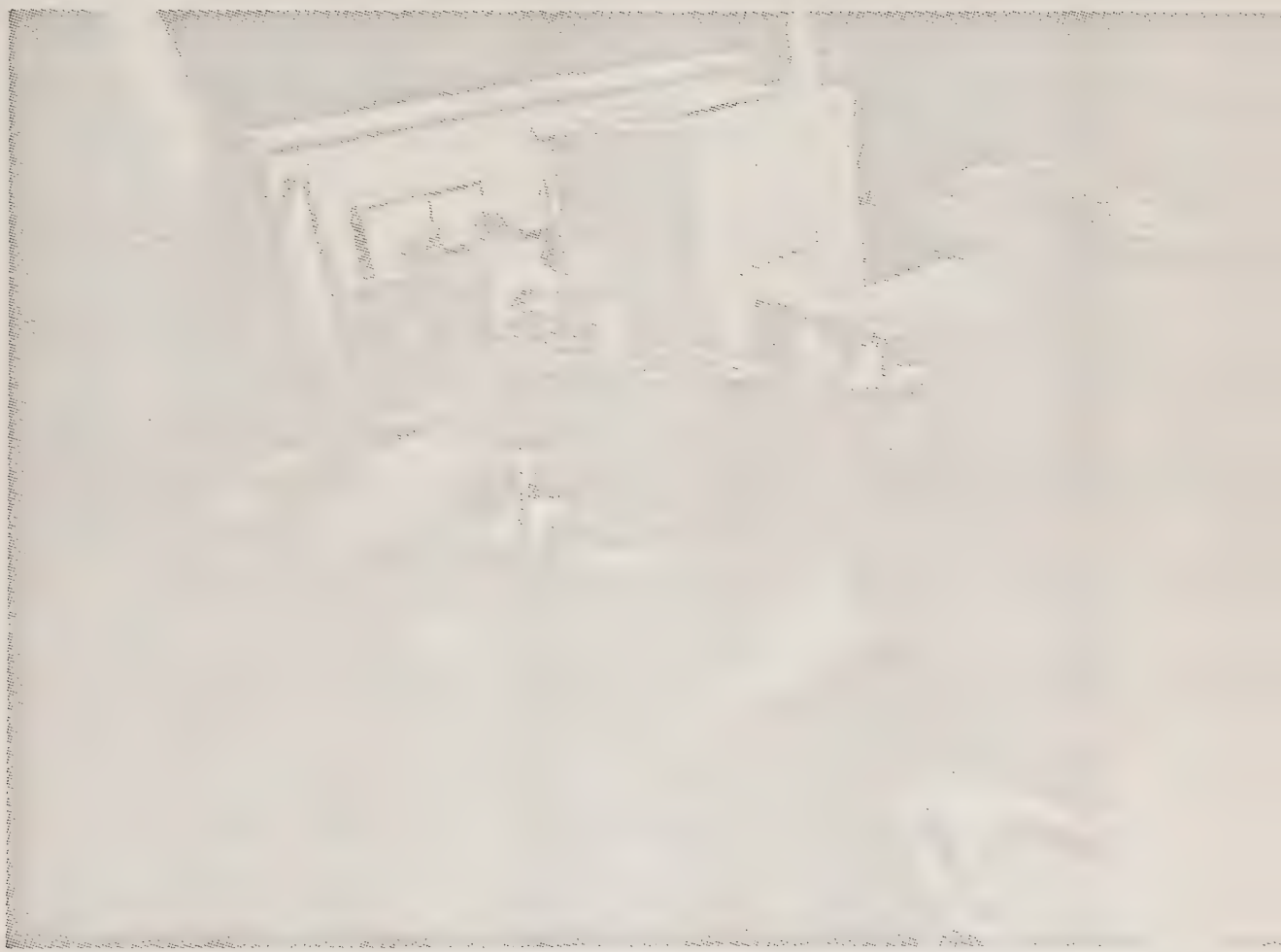


FIG. 42

S : source lumineuse
 M_1 : miroir plan
 M_2 : miroir sphérique concave
 D_1, D_2 : objectifs
 L : lame séparatrice
 T : test
 P : point de fixation
 F : film



PHOTOKERATISCOPE A FLUORESCENCE.

2°) Une transparence remarquable aux radiations lumineuses.

En conséquence, cette matière peut épouser la forme d'une surface quelconque, même capable de calquer ses déformations à partir de celle-ci.

On place cette matière gel en premier lieu sur une surface optiquement plane, montée sur un cavalier à graduation métrique, qui permet le déplacement longitudinal au dixième de millimètre. A noter que la nature fragile et élastique du polymère gel peut faire craindre une éventuelle déformation de sa surface, par déshydratation et échauffement causés par la source et le système convergent. Ainsi, par précaution et afin d'éviter ces erreurs supplémentaires, nous plaçons sur la surface gel une lame transparente, très mince, qui nous assure la planéité de la matière, au long du déroulement de l'expérience.

Après la mise en marche de la lampe à mercure son échauffement, les réglages et les préparations préliminaires tels que :

- . La mise au point de l'appareil photographique.
- . La coïncidence des deux mires de mise au point.
- . L'instillation d'une goutte de fluoresceïne.

On passe à la prise des photos. Celles-ci sont prises dans des différentes positions en avant et en arrière de la position zéro de la mise au point. On a ainsi pris neuf photos, sur neuf positions différentes, quatre en avant et quatre en arrière, écartées d'un intervalle de 0,5 mm.

Après développement et séchage du film, on mesure les y_i , soit au microphotomètre, soit au comparateur optique, selon les deux méridiens principaux, horizontal et vertical. On porte

ensuite sur un graphique les valeurs de y_i en ordonnée (trouvées sur le film) et les valeurs de x en abscisse (déplacement du plan sur le banc optique).

En principe, pour un plan on obtient des lignes droites, dont la pente croît du centre vers la périphérie. Mais, en réalité les relevés sont entachés d'erreurs, et les points ne se trouvent pas exactement sur une même droite.

Pour l'étude de ces erreurs expérimentales, plus précisément des écarts entre les valeurs de y_i et la droite qui passe par ces points, nous avons eu recours à la méthode des moindres carrés qui, est susceptible de montrer le caractère de ces irrégularités et fluctuations.

Les résultats obtenus à partir du méridien horizontal sont représentés dans les tableaux 1,2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, et 9, et tracés sur les figures 43 à 51, où on porte en ordonnées les valeurs de y et en abscisses les erreurs relatives de y (Δy). On remarque une imprécision sur les deux premiers anneaux centraux (les y_i minimaux ensuite les erreurs décroissent plus ou moins régulièrement du centre vers la périphérie).

En ce qui concerne les résultats obtenus à partir du méridien vertical, les fluctuations des erreurs sont plus étalées ; elles ne suivent pas une décroissance régulière, comme dans le cas du méridien horizontal. (Tableaux de 10 à 18 et figures 52 à 60).

Ces erreurs à caractère oscillatoire méritent une explication. On peut les attribuer en majeure partie, pour le méridien horizontal, au fait que cette méthode est basée sur une relation angulaire. Dans cette relation les erreurs diminuent en fonction de la croissance des angles d'incidences, qui dans notre cas varient de 0° à 6° .

MERIDIEN
HORIZONTAL

$y : \text{mm } 10^{-1}$
 $\Delta y : \text{mm } 10^{-2}$

ANNEAU ①

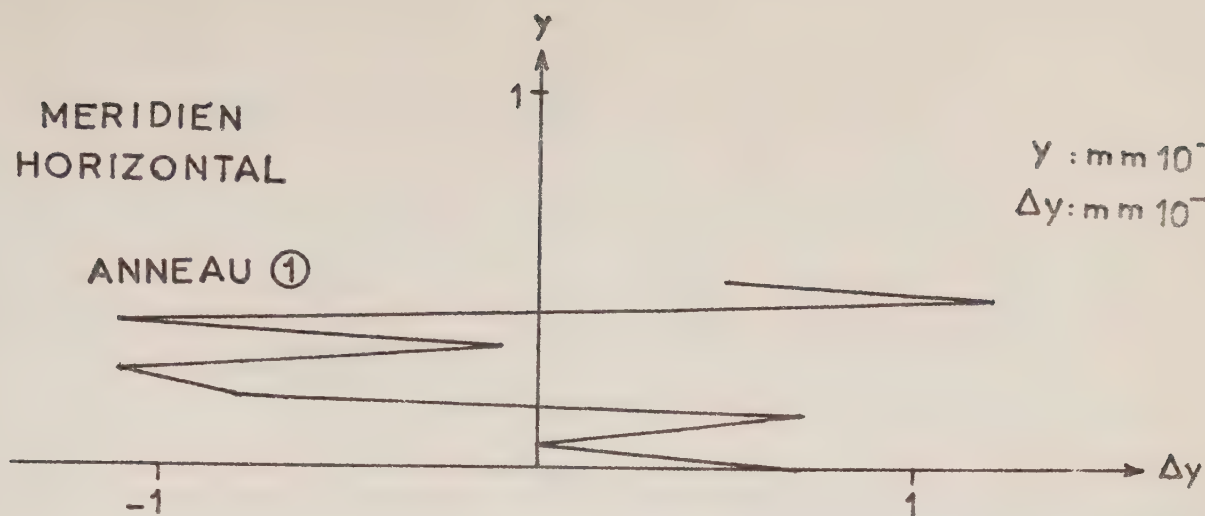


FIG. 43

②

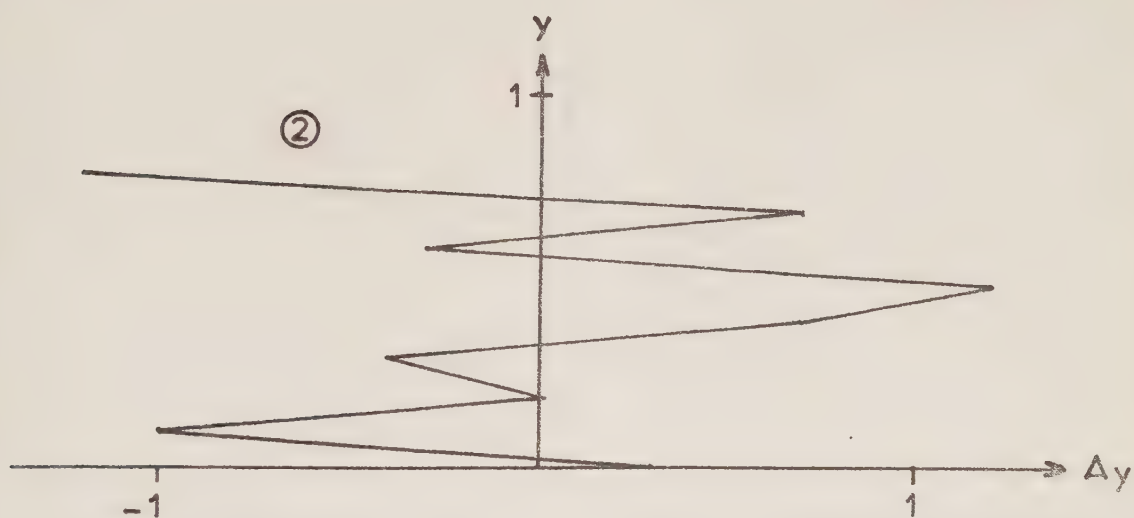


FIG. 44

③

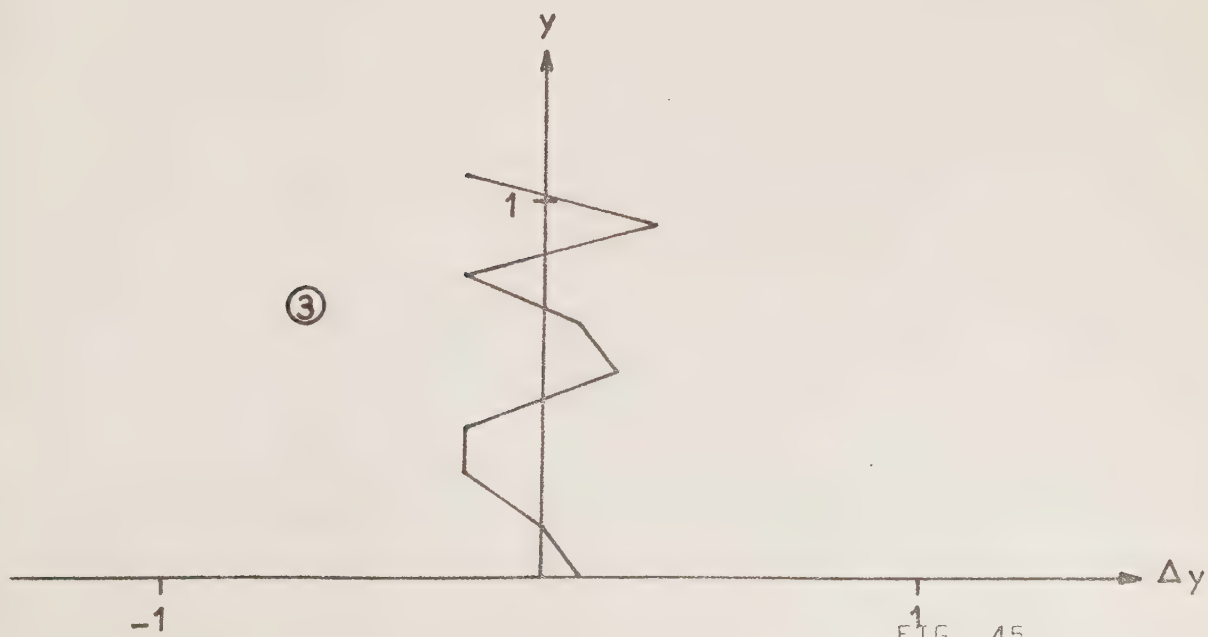


FIG. 45

M.H.

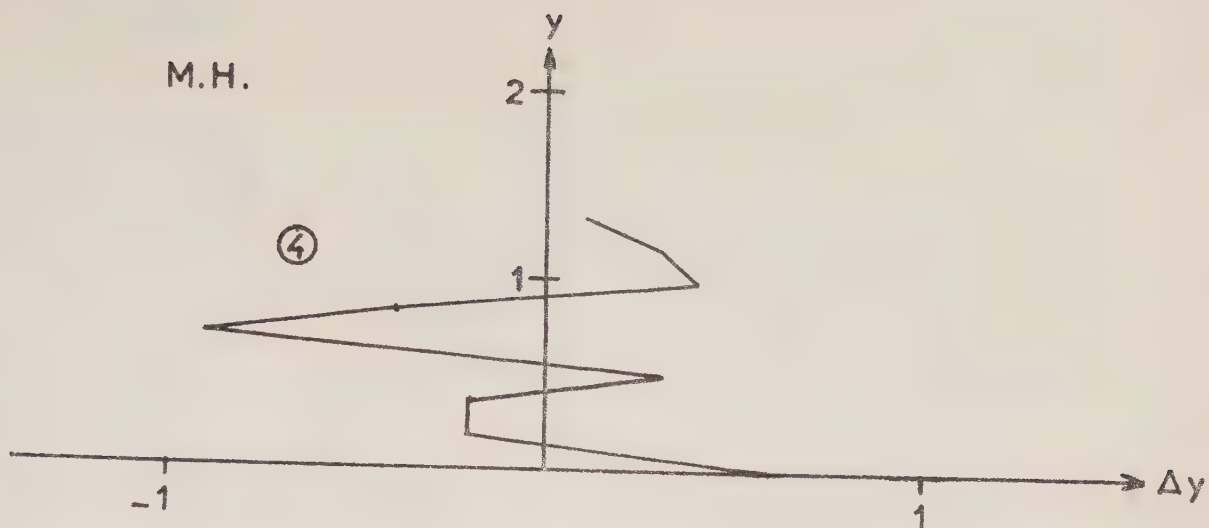


FIG. 46

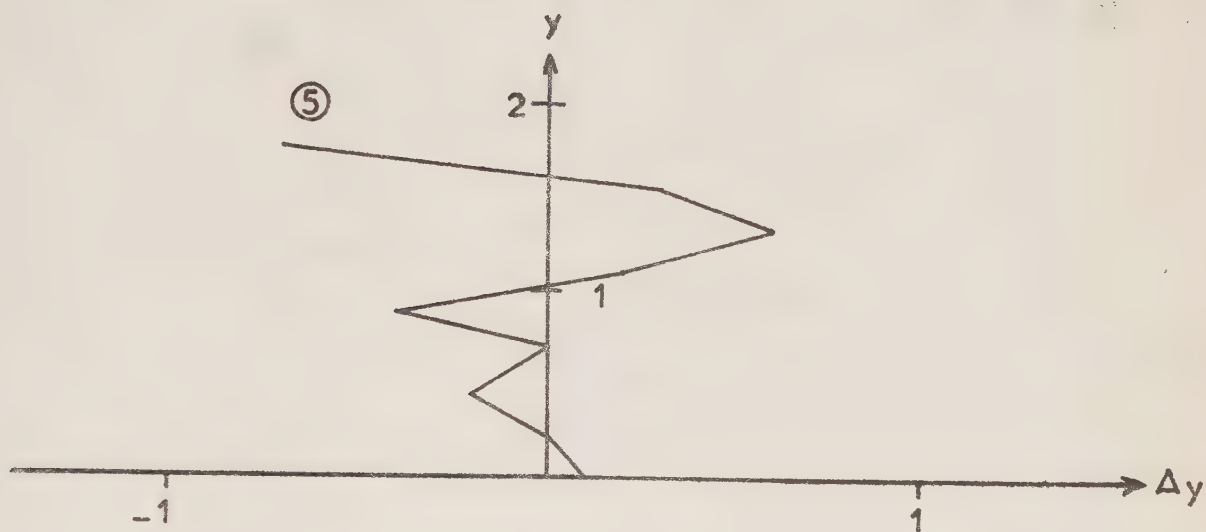


FIG. 47

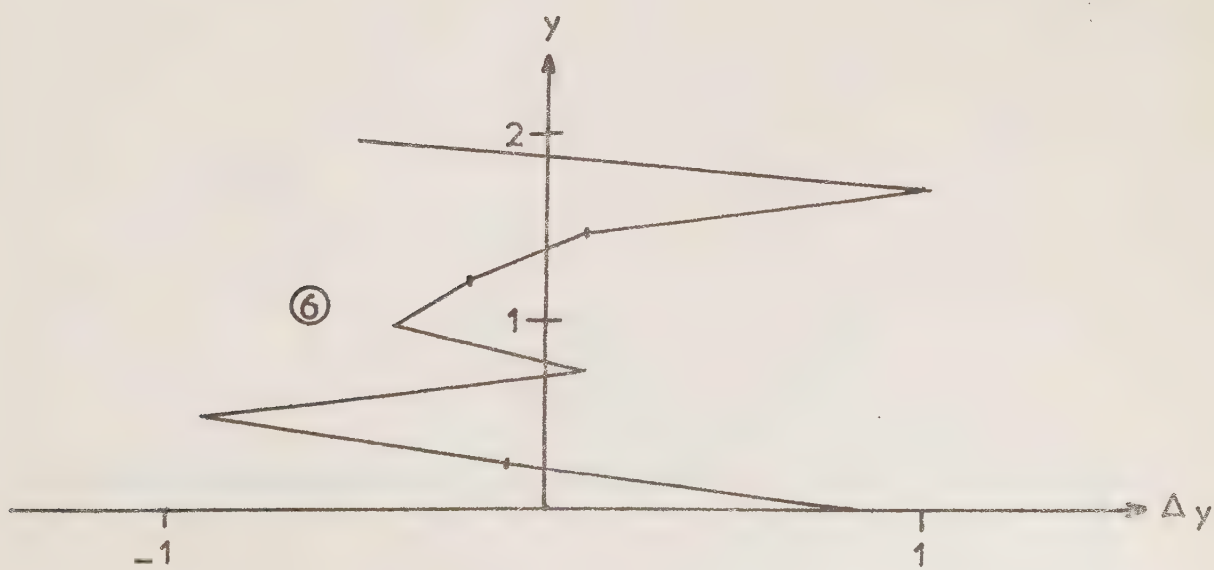


FIG. 48

M.H.

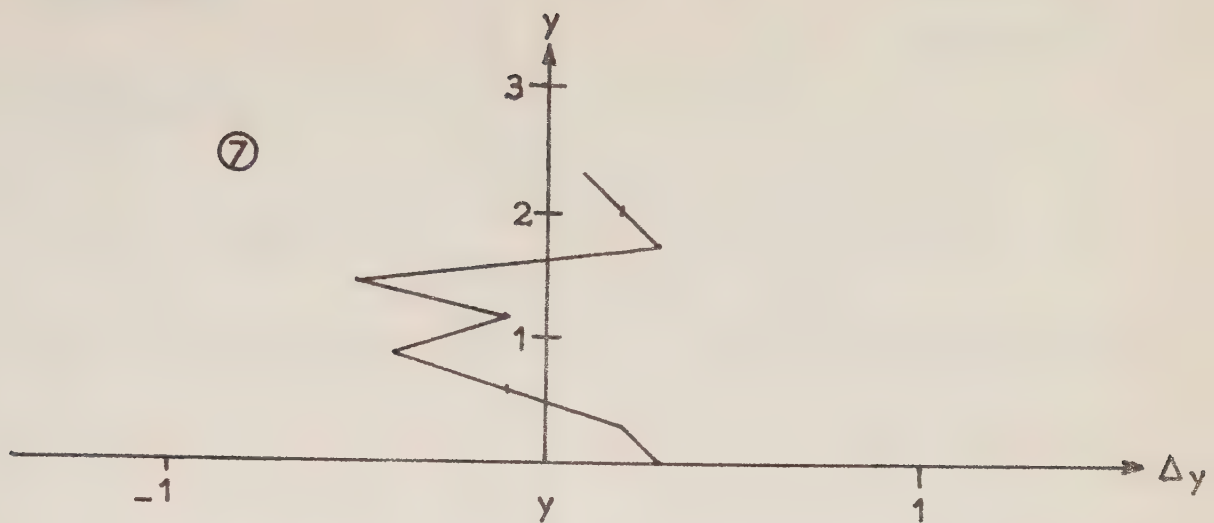


FIG. 49

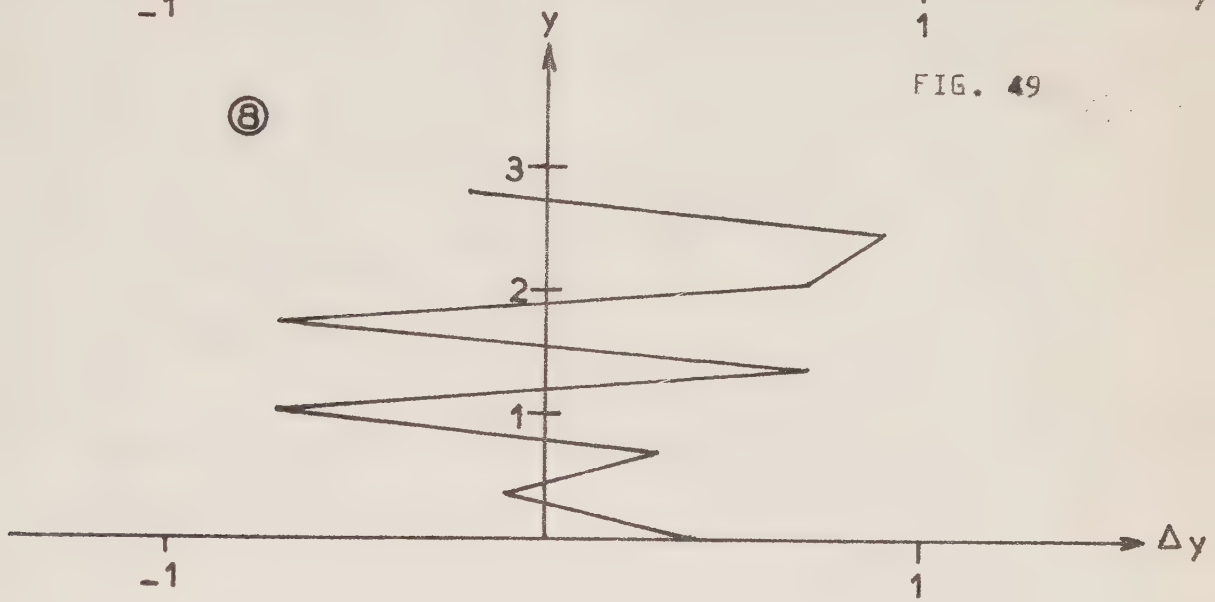


FIG. 50

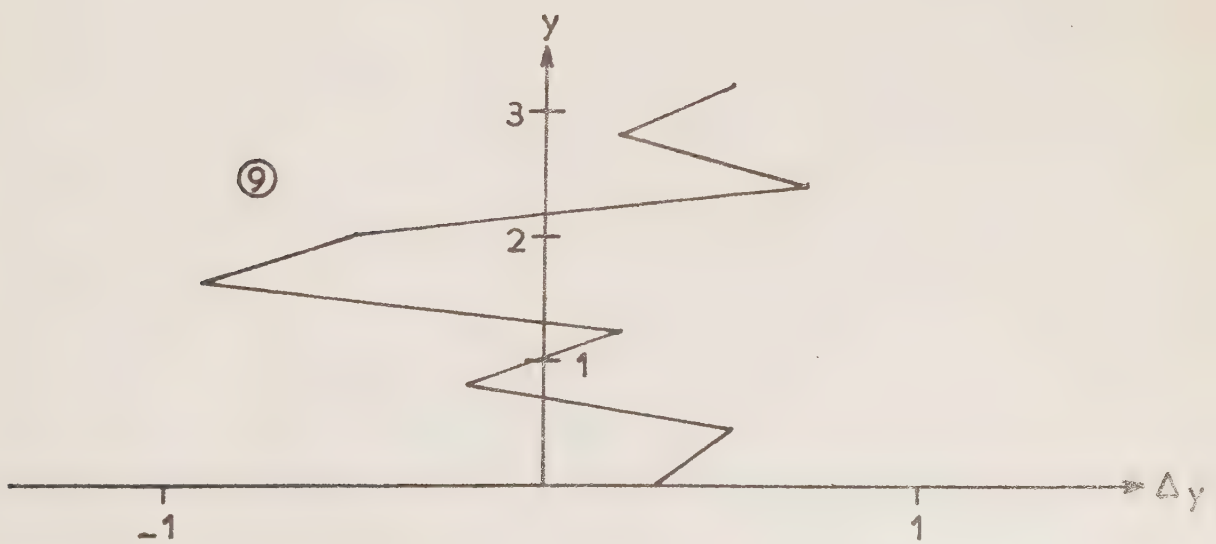


FIG. 51

MERIDIEN
VERTICAL

ANNEAU ①

$y : \text{mm } 10^{-1}$
 $\Delta y : \text{mm } 10^{-2}$

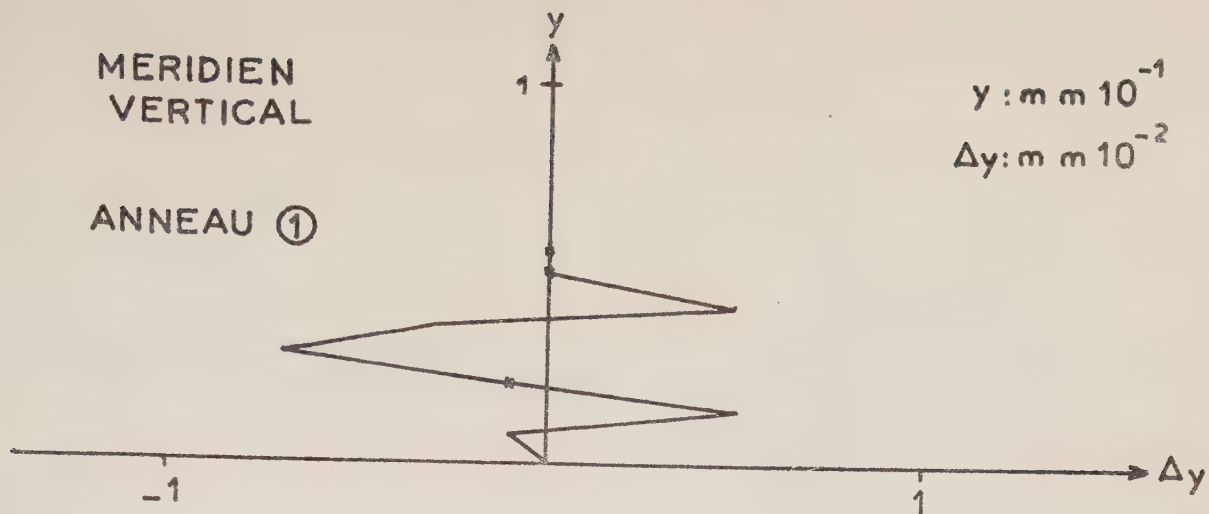


FIG. 52

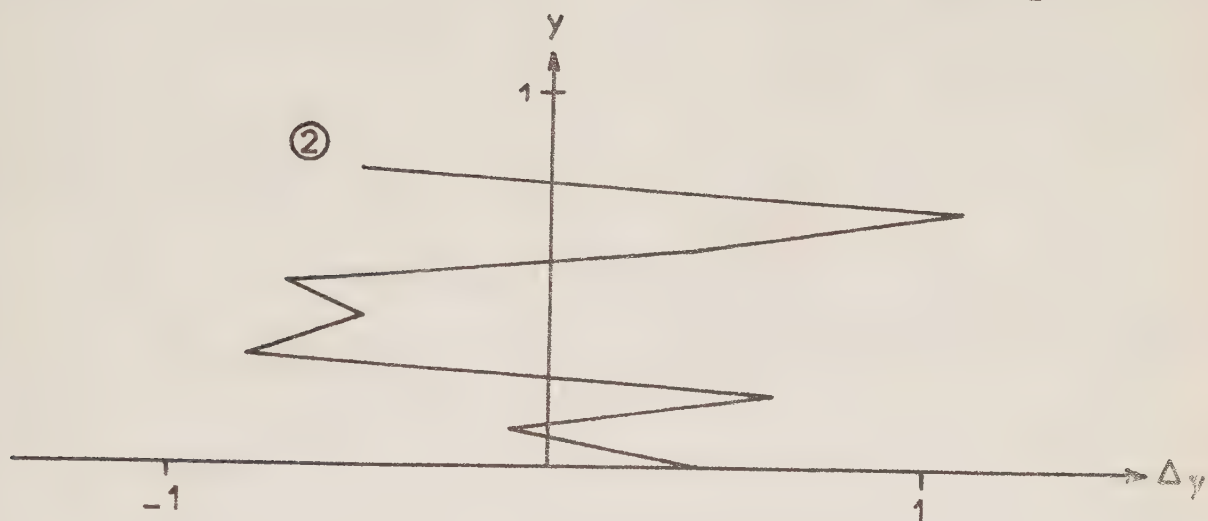


FIG. 53

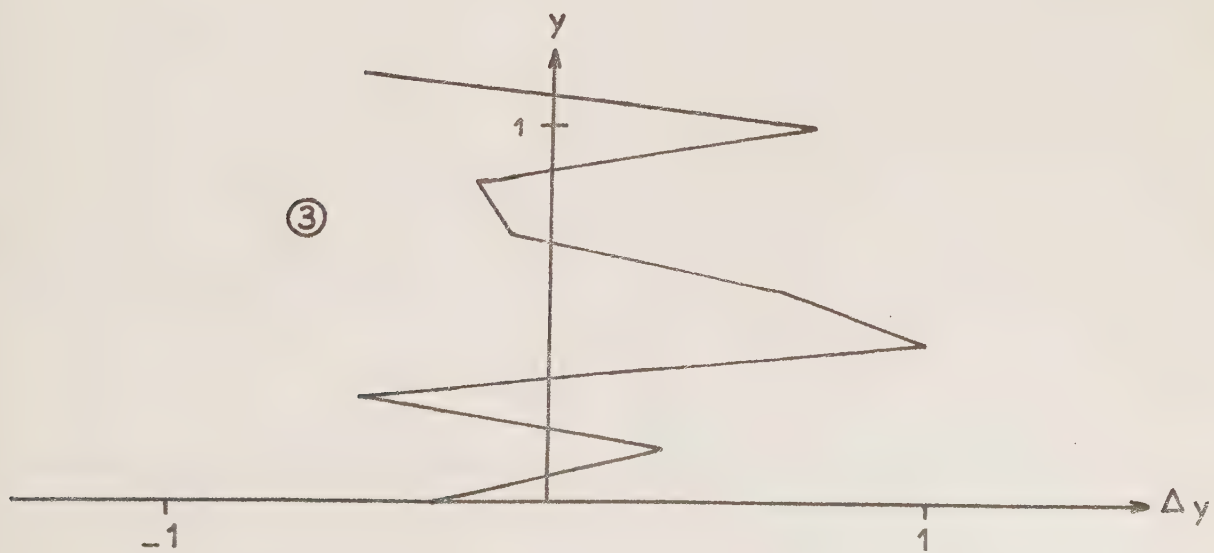


FIG. 54

M.V.

④

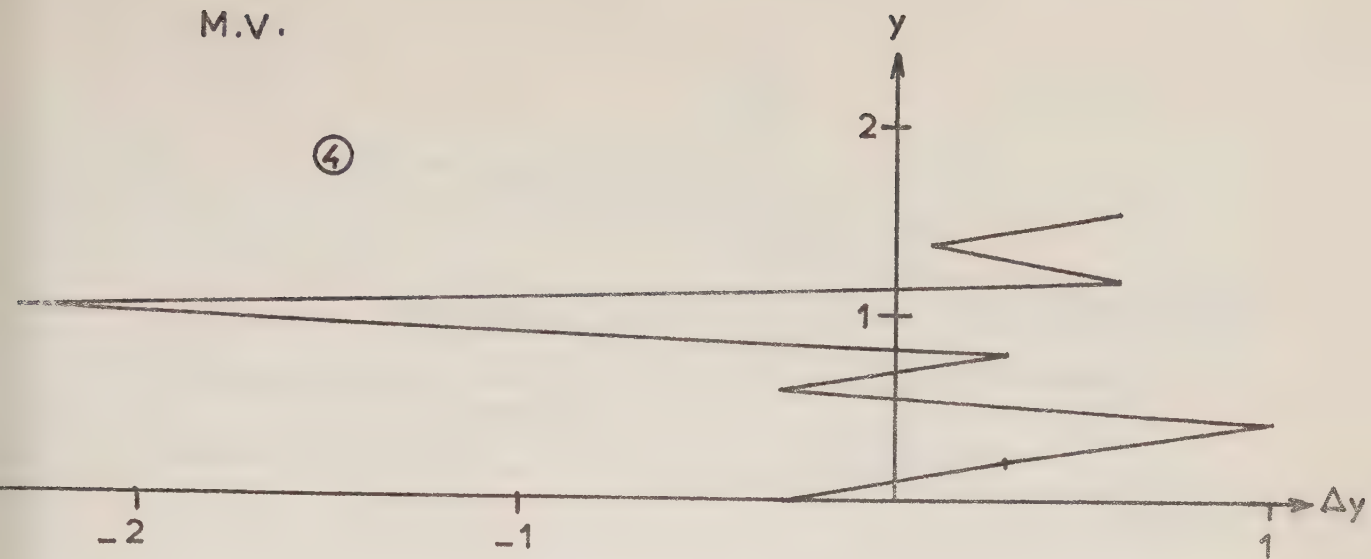


FIG. 55

⑤

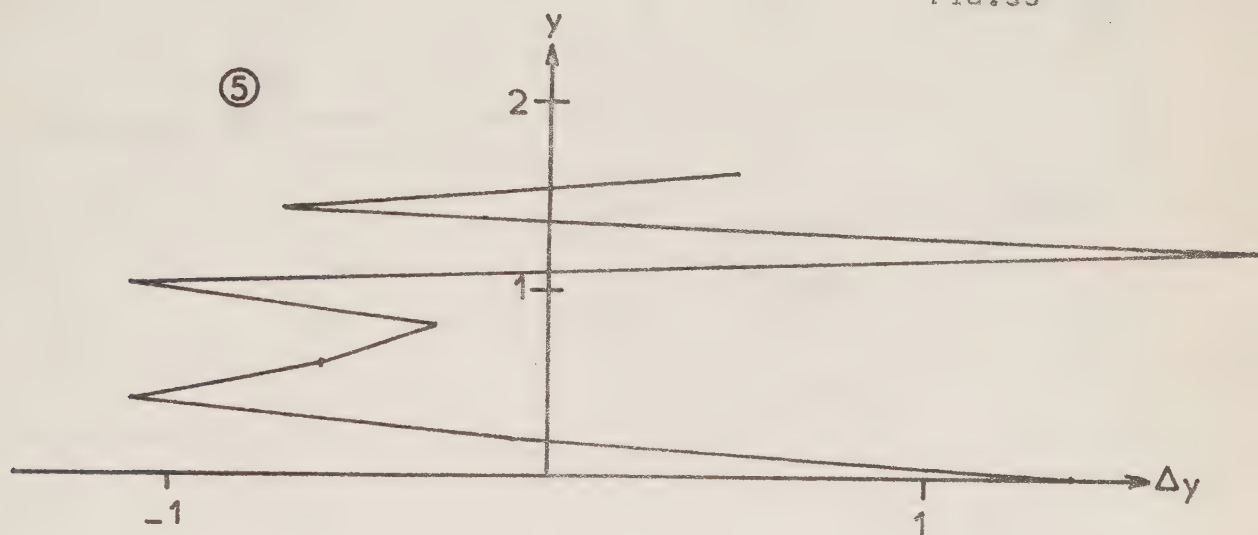


FIG. 56

⑥

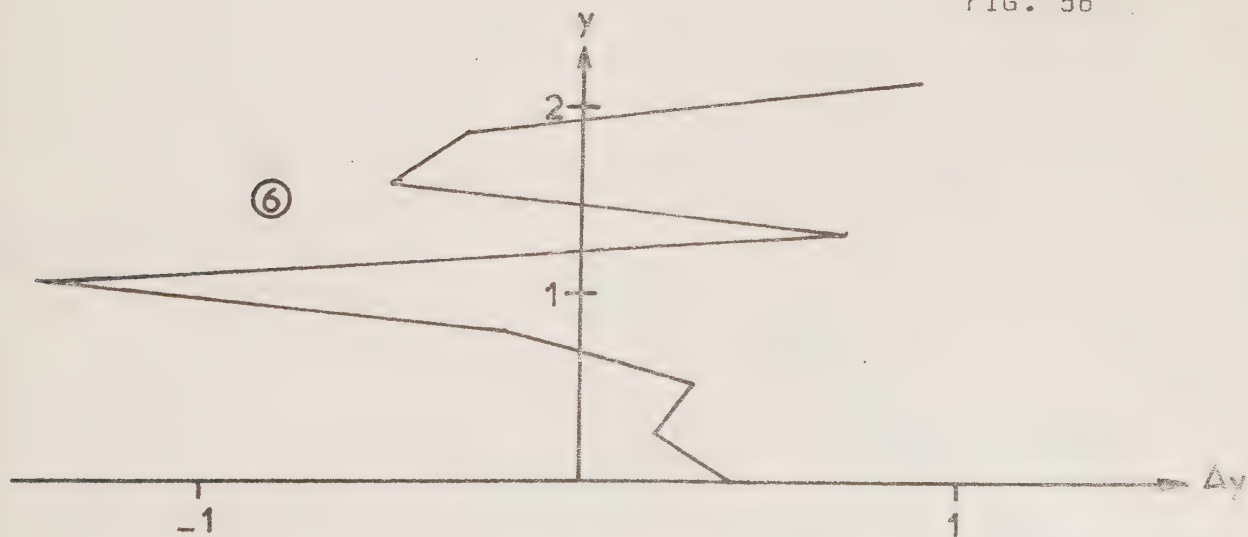


FIG. 57

M.V.

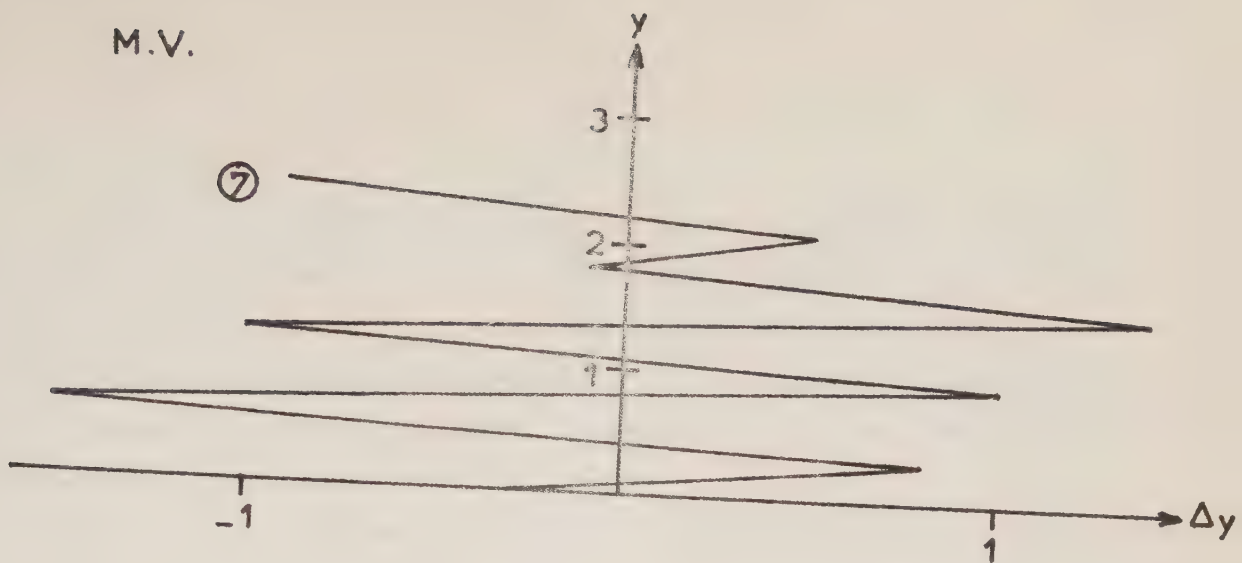


FIG. 58.

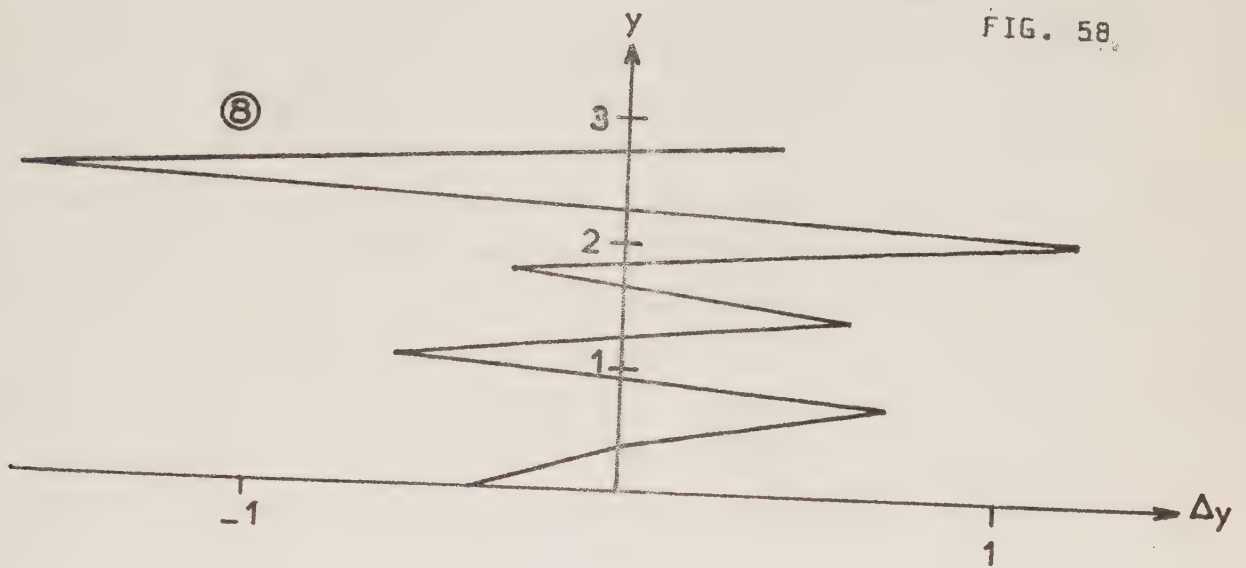


FIG. 59

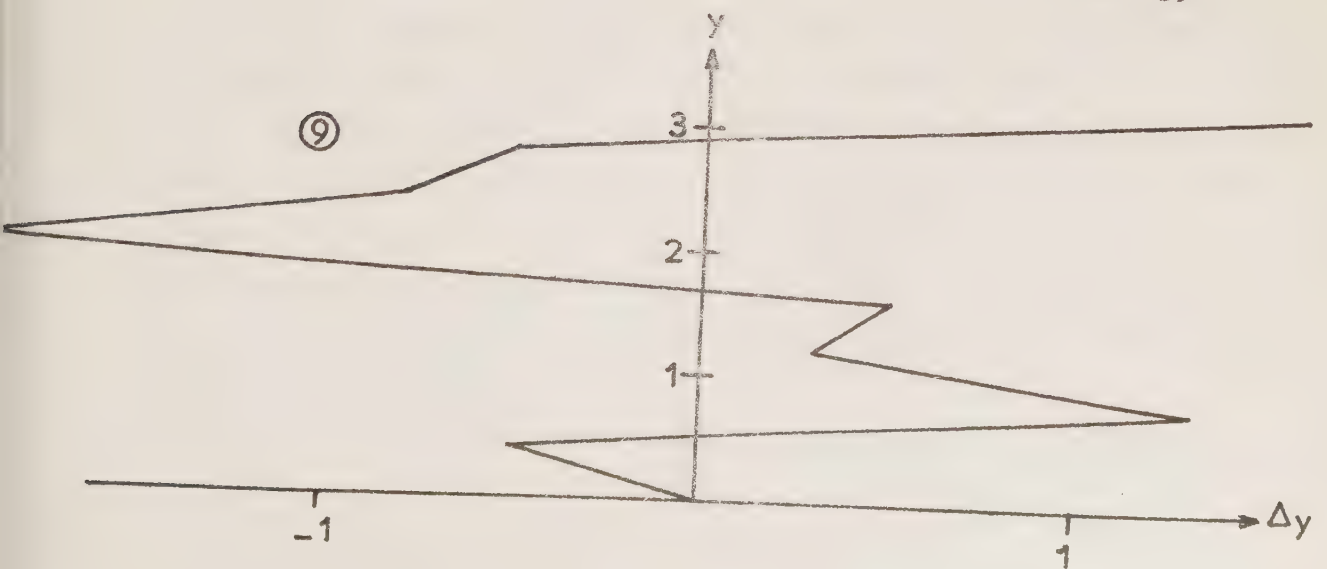


FIG. 60

Pour le méridien vertical, un autre argument réside dans la source elle même. En fait, celle-ci n'est pas strictement ponctuelle, et la répartition de l'intensité lumineuse des lampes HBO est proche d'une symétrie de révolution, excepté dans les zones d'angles spatiales ombrées par l'électrode principale, qui se trouve placée verticalement.

On a porté en second lieu les valeurs de (Δy en %) en ordonnées et la position de l'anneau en abscisses, pour les deux méridiens horizontal et vertical (fig. 61). On note pour le premier méridien, une erreur insignifiante à partir du 3ème anneau, dont la valeur reste comprise entre 0,05 % et 0,17 %. Ainsi, l'erreur relative sur y est respectivement 24.10^{-3} et 37.10^{-3} mm. Pour le second méridien les erreurs sont caractérisées par une irrégularité comprise entre 0,14 % et 0,45 %, d'où l'erreur relative sur y est respectivement 56.10^{-3} mm et 60.10^{-3} mm. Mais en définitive, ce qui nous intéresse c'est de connaître l'erreur sur x , qui détermine la précision de la méthode. Pour ce faire on a calculé Δx par la relation :

$$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$$

Pour le méridien horizontal, comme on peut s'y attendre, les erreurs maximales pour les deux premiers anneaux se placent entre 0,54 et 0,32 mm, pour les autres anneaux elles sont $\leq 0,1$ mm et la précision atteint 0,05 mm sur l'extrême périphérie.

Pour le méridien vertical Δx varie entre 0,08 mm et 0,28 mm ; cependant la précision sur l'extrême périphérie est de 0,1 mm. (fig. 62)

A partir de ces résultats, on remarque que la précision sur

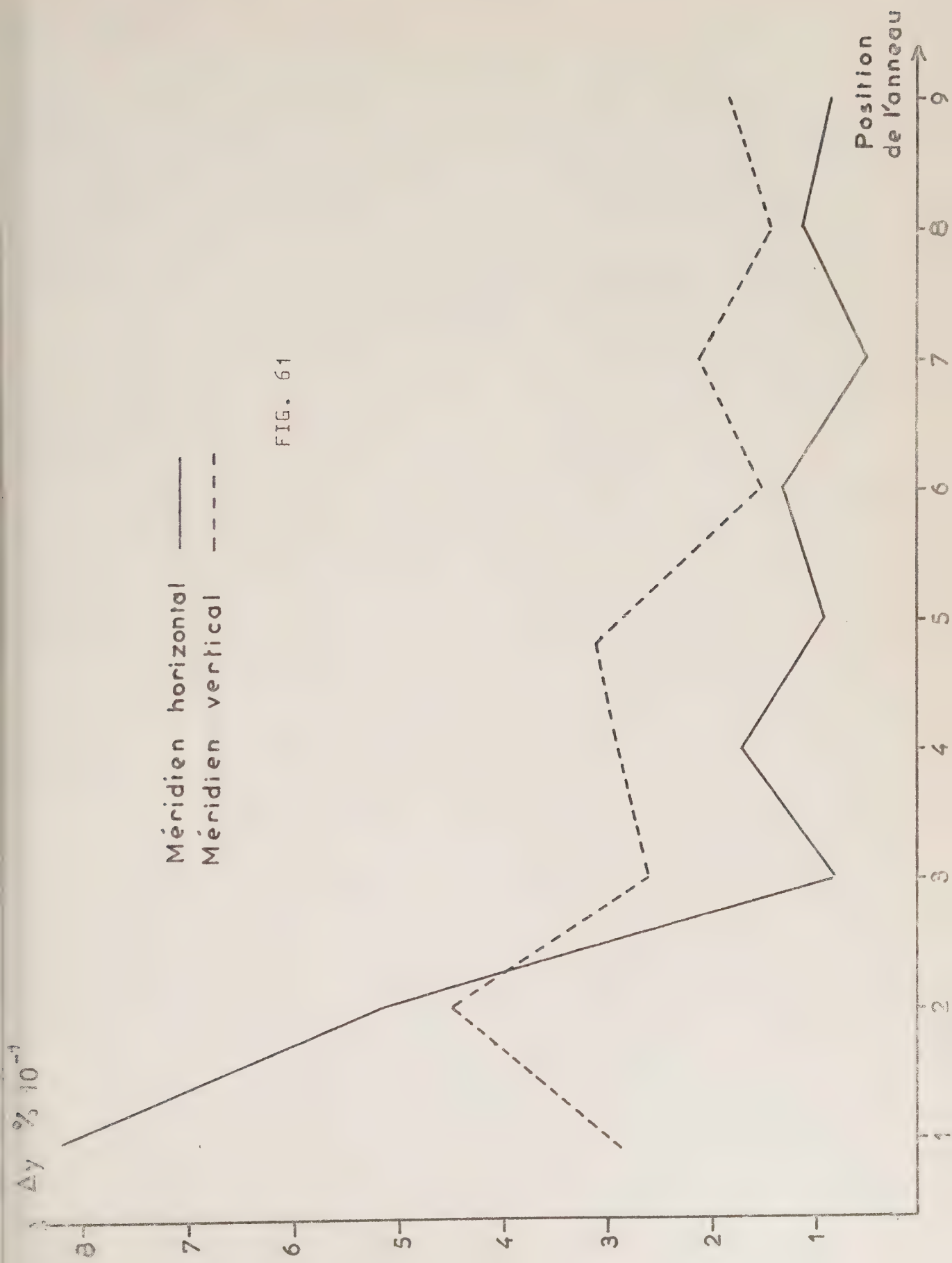


FIG. 61

Δx mm 10^{-1}

Méridien horizontal ———

Méridien vertical - - - - -

FIG. 62

Position de l'anneau

1 2 3 4 5 6 7 8 9

le méridien horizontal, est nettement supérieure à celle du méridien vertical. La cause de cette différence de précision est due à notre avis, à la source lumineuse utilisée. Partant de cette hypothèse, nous négligerons ce méridien momentanément, jusqu'à la mise au point d'une solution technique pour la source.

En regardant de près les deux premiers anneaux, on remarque qu'ils se situent à l'intérieur de la zone optique dite sphérique de la cornée (diamètre des deux premiers anneaux 2,5 mm). Par conséquent, on peut mesurer momentanément cette région à l'aide d'un ophtalmomètre classique.

Cependant, la précision théorique sur l'extrême périphérie cornéenne, qui a été expérimentalement mesurée (0,05 mm), confirme la validité expérimentale de la méthode.

6) Confrontation des deux méthodes d'analyse :

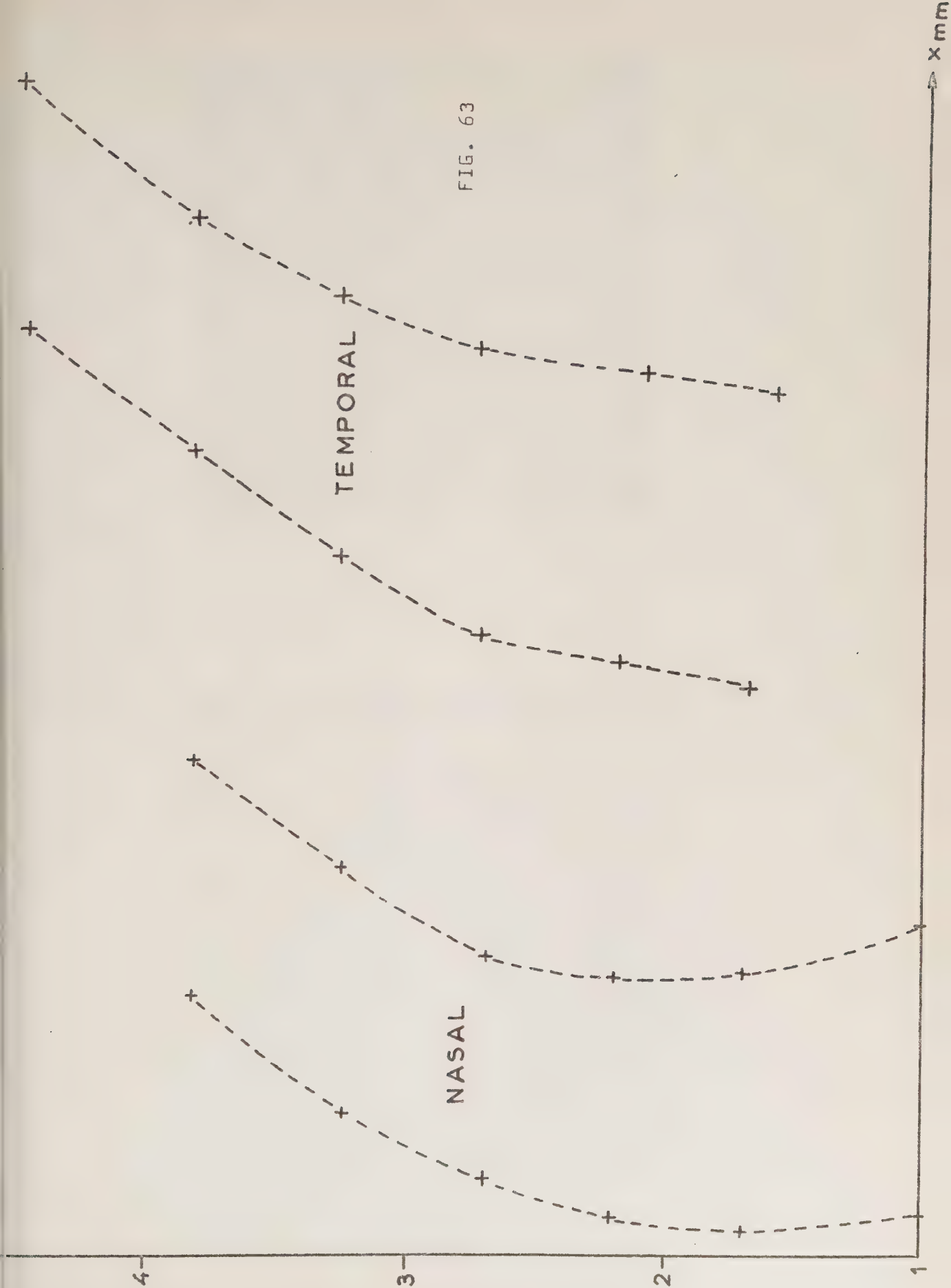
Maintenant nous allons confronter les deux méthodes d'analyse à savoir, la photokératoscopie à anneaux diffusants et la photokératoscopie à cornée "émettrice". Il est évident qu'à priori, les résultats ne seront pas identiques, puisque la précision est nettement supérieure dans la première méthode. Néanmoins, l'intérêt de cette confrontation serait de mettre en évidence, l'existence d'une analcgie pour un même profil cornéen mesuré, selon les deux méthodes.

Pour effectuer une mesure topologique de la surface cornéenne selon la seconde méthode, le sujet se place devant l'appareil en fixant le point de fixation. Sa position est maintenue grâce à une empreinte dentaire, montée sur un cavalier, permettant le déplacement de la tête du sujet dans les deux directions,

longitudinales et transversale ; l'appareil est fixe. Le fait qu'on ait recours à l'empreinte dentaire dans cette méthode, s'explique par le temps de pose, qui est relativement long par rapport à la méthode précédente et atteint 5 à 10 sec. Ensuite on réalise, pour le même sujet, une seconde mesure selon le premier procédé.

Les résultats obtenus selon les deux demi-méridiens horizontalo-nasal et horizontalo-temporal sont montrés sur la figure 63 . On constate en règle générale la ressemblance entre les deux profils, sans qu'il y ait véritable identité.

FIG. 63



Surface plane

$\frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} + \frac{1}{2} \right) = \frac{1}{2}$

QUATRIEME CHAPITRE

RYTHME NYCTHEMERAL CORNEEN ET MYOPIE NOCTURNE.

DEFORMATIONS CORNEENNES.

1) Myopie nocturne :

La myopie nocturne peut être définie par la différence de mise au point entre vision photopique et vision scotopique, pour un oeil emmétrope.

On constate une variation de puissance dioptrique due à une interaction entre les différents éléments qui constituent le globe oculaire. Or, que se passe-t-il lorsque le sujet se trouve dans l'obscurité ?

On remarque :

- 1°) Une dilatation de la pupille, par conséquent une accentuation de l'aberration sphérique.
- 2°) Une émigration du pourpre rétinien vers les bâtonnets, devenant plus sensibles aux faibles luminances, ce qui entraîne le décalage de la courbe d'efficacité lumineuse (effet Purkinje).

Bien que la définition de la myopie nocturne soit claire son origine reste mal définie.

2) Mesures antérieures :

En littérature, on attribue la myopie nocturne à une triple

origine :

- 1°) L'aberration chromatique accompagnée de l'effet Purkinje.
- 2°) L'aberration sphérique en liaison avec l'effet Stiles-Crawford.
- 3°) La variation de l'état d'accommodation, et le basculement du cristallin.

C'est en 1883 que Lord RAYLEIGH⁵³⁾ remarqua ce phénomène, il rapporta :

"..... J'ai remarqué que dans une chambre presque noire, je suis distinctement myope. A l'aide des verres de besicles concaves, d'une longueur de 36 pouces, ma vision devient nettement meilleure et s'accompagne d'un effet binoculaire augmenté....."

Logiquement, l'effet Purkinje doit provoquer une modification de la mise au point en lumière blanche ; LE GRAND⁵⁴⁾ a démontré cette modification. Par exemple en admettant pour la répartition d'énergie de la source l'étalon C de la colorimétrie, on trouve la meilleure mise au point théorique obtenue par la condition d'éclairement maximum au centre de la tache image, est obtenue pour $\lambda_0 = 560$ nm. En reprenant le même calcul, mais en remplaçant, l'efficacité lumineuse relative photopique par l'efficacité scotopique V'_λ , on aboutit à une autre longueur d'onde $\lambda'_0 = 510$ nm. D'après les valeurs de l'aberration chromatique axiale de l'oeil humain, ce décalage correspond à 0,4 dt. En supposant que la mise au point de l'oeil obeisse à ce critérium d'éclairement maximum au centre de l'image, il devrait apparaître une myopie nocturne de 0,4 dt.

ARNULF, FLAMANT et FRANCON⁵⁵⁾, ont constaté que ce décalage

varie en fonction de l'observateur et du diamètre pupillaire. Cependant LE GRAND⁵⁶⁾ remarqua que l'ampleur de la myopie nocturne dépasse souvent 0,4 dt, ainsi il insista surtout sur le rôle de l'aberration sphérique. Il calcula l'aberration sphérique de l'oeil simplifié. La somme des aberrations sphériques et chromatiques augmente la puissance de l'oeil de 1,5 dt, quand on passe de la vision photopique à la vision scotopique.

Dans le cadre de ces travaux sur l'aspect étoilé des sources brillantes, MONNIER^{57,58)}, nota que la plupart des yeux dits normaux, sont entachés d'aberration de sphéricité, qui n'est pas régulièrement répartie suivant les divers méridiens. En examinant la nuit une source ponctuelle lointaine à travers un verre concave, les aigrettes se racourcissent et tendent à se fondre en une tache brillante sensiblement circulaire et d'éclairement assez uniforme. Le champ couvert par l'image de la source se trouve ainsi considérablement réduit. Toujours selon MONNIER, ces aigrettes correspondent, en général, à d'étroits secteurs où l'aberration sphérique se trouve accrue. En conséquence, le port des verres concaves, si précieux en vision nocturne, présente en outre l'avantage de réduire les aigrettes, car elles s'inscrivent dans un "cercle de diffusion" de dimension moindre.

Dans une étude sur la myopie crépusculaire, MONNIER⁵⁹⁾ arriva à la même conclusion que LE GRAND, en affirmant que la netteté est rétablie, au mieux, grâce au port des verres correcteurs concaves de 1,5 dt. Toujours selon l'auteur, ces verres amènent, en effet, le cercle de "moindre confusion" à se former dans le plan de la rétine.

En règle générale, on remarque que la valeur totale de la myopie nocturne trouvée par différents auteurs, varie en fonction des sujets et des méthodes d'analyses^{60,61,62,63,64,65,66,67)},

elle s'étale de zéro à 3 dt.

Les méthodes subjectives sont nombreuses, par exemple dans la méthode d'ARNULF, FLAMANT et FRANÇON, le sujet observait une mire lointaine au moyen d'une lunette, à la lumière décroissante du jour, du crépuscule à la nuit. Les luminances du font étaient mesurées pour chaque mise au point, et le décalage de l'oculaire fournissait directement, en dioptries, la variation cherchée.

Ils ont ainsi trouvé, qu'un emmétrope de jour ayant fait sa mise au point, devait, pour conserver la netteté modifier son réglage. La myopie atteignait pour certains sujets 3 dt, et la moyenne de leurs mesures 1,5 dt, ce qui confirme également les résultats de LE GRAND et MONNIER.

KOOMEN, SCOLNICK et TOUSEY⁶⁷⁾, SCHÖBER⁶⁸⁾, ont remarqué que l'état de réfraction de l'oeil augmentait lorsque la lumière du test fixé diminuait.

De même, WALD et GRIFFIN⁶⁹⁾ utilisant un test similaire à celui d'OTERO et ces collaborateurs⁷⁰⁾ ont conclu que l'aberration sphérique elle même ne joue par de rôle important.

OTERO et DURAN^{71,72)} ont supposé que la myopie nocturne est à la base d'un état d'accommodation involontaire qui se produit en lumière atténuée. Leurs sujets regardaient à travers un système télescopique travaillant à une faible lumière (0,001 milli-ambert). Ils ont détecté chez leurs observateurs une myopie de 1,5 dt à 2,0 dt qui s'atténue voire disparaît, dans certains cas, lorsqu'on instille quelques gouttes d'homatropine (médriase). Leur conviction dans cette théorie s'accroît, d'une part par l'utilisation du mydriase, et d'autre part lorsque CARRERAS⁷³⁾ constata que le presbyte et l'aphaque présentaient une faible myopie nocturne.

SCHOBBER attribua cet état d'accommodation à ce qu'il appelle "accommodation psychique", qui résulte d'un effort de la part du sujet, afin de garder le niveau d'accommodation, en l'absence d'un stimulus.

IVANOFF^{74,75,76)} a fait des reproches à ces méthodes subjectives utilisant des systèmes concaves, pour mesurer la myopie nocturne. Son argument est que le système concave peut déclencher une hypermétropie artificielle. Celle-ci pourrait être compensée par une augmentation de l'accommodation, donnant une vision plus nette aux faibles éclaircissements, par suite de la diminution de l'aberration sphérique.

CHIN et HORN⁷⁷⁾ se sont proposé de faire des mesures objectives par rétinoscopie, en lumière rouge, pour savoir si effectivement en vision aux faibles luminances, l'image se formait en avant de la rétine. L'intensité de la lumière rouge était juste réglée pour noter les déplacements de l'ombre. Ces auteurs ont constaté l'apparition d'une myopie nocturne variant entre 0,25 et 0,62 dt.

Que peut-on tirer de ce bref historique ?

1°) Tous les auteurs ou presque, sont d'accord sur un seul point, celui d'attribuer une partie de la myopie nocturne à l'effet Purkinje, et le restant de la valeur globale aux différentes hypothèses qu'ils ont adoptées.

2°) On n'a pas pu trouver chez aucun auteur d'étude de la myopie nocturne en fonction de la forme de la cornée ; plus précisément une relation entre le rythme nycthéral cornéen et la myopie scotopique.

Une question se pose :

Est-ce que vraiment les conditions expérimentales ont été respectées ?

En effet, le champ de regard du sujet n'était pas libre de tout encombrement, tel que l'observation à travers un oculaire, la fixation d'un test, qui finalement par sa faible luminance stimulait la rétine. Par conséquent on peut s'attendre d'une façon ou d'une autre à un état d'accommodation ou de pseudo-accommodation, qui a fait l'objet de travaux de plusieurs auteurs mentionnés ci-dessus.

C'est ce que nous allons essayer d'éviter dans notre expérience. Reste à préciser, que nous n'avons pas l'ambition d'apporter ici la cause réelle de la myopie nocturne, mais cependant de contribuer à l'explication de ce phénomène, en utilisant nos résultats.

3) Adaption du sujet et déroulement de l'expérience :

Dans cette étude, il est nécessaire que l'adaption à l'obscurité soit respectée. Ainsi, nous avons suivi les recommandations de la Commission Internationale d'Optique, qui conseille de faire travailler le sujet pendant une heure à la lumière artificielle, les niveaux étant bas, puis de rester 40 minutes dans l'obscurité totale. Pour surmonter de telles exigences, nous avons choisi parmi nos sujets, certains membres de notre laboratoire, dont les conditions de travail expérimental étaient à peu près équivalentes à celles de la C. I. O. il restait cependant à les adapter à l'obscurité.

Quant à l'appareil qui peut répondre à de telles exigences, nous avons utilisé notre photokératoscope à anneaux diffusants,

dont nous rappelons les deux avantages nécessaires à l'élaboration de cette expérience :

- . Rapidité de mesure 1/100 de seconde (déclenchement du flash).
- . Précision de la méthode d'analyse.

Rappelons en passant que la position de la tête du sujet et la direction de son regard étaient soumises à un contrôle très étroit. On prenait ainsi une photo avant l'adaptation et une autre après l'adaptation.

4) Discussion des résultats :

Sur les dix sujets expérimentés (jeunes adultes de 21 à 30 ans, des deux sexes), on remarque une variation sur le profil calculé, qui atteint quelquefois les 0,053 mm sur l'extrême périphérie de la cornée.

Notre échantillon expérimental comprend des emmétropes et des amétropes, ces derniers englobent les myopes et les hypermétropes. A noter, que tous nos sujets sont corrigés de leur vice de réfraction et présentent une acuité visuelle de 10/10 en vision diurne.

Pour le sujet J. S. on remarque un aplatissement sur les trois demi-méridiens temporal-nasal-inférieur, avec un léger combrement sur le demi-méridien verticalo-supérieur (fig. 64, 65).

Le sujet A. A. manifeste un combrement sur le demi-méridien horizontalo-temporal, avec un aplatissement sur les trois autres demi-méridiens (fig. 66 à 69).

Quant à la cornée du sujet E. M. , on note un aplatissement sur le demi-méridien verticalo-supérieur, avec un combrement sur

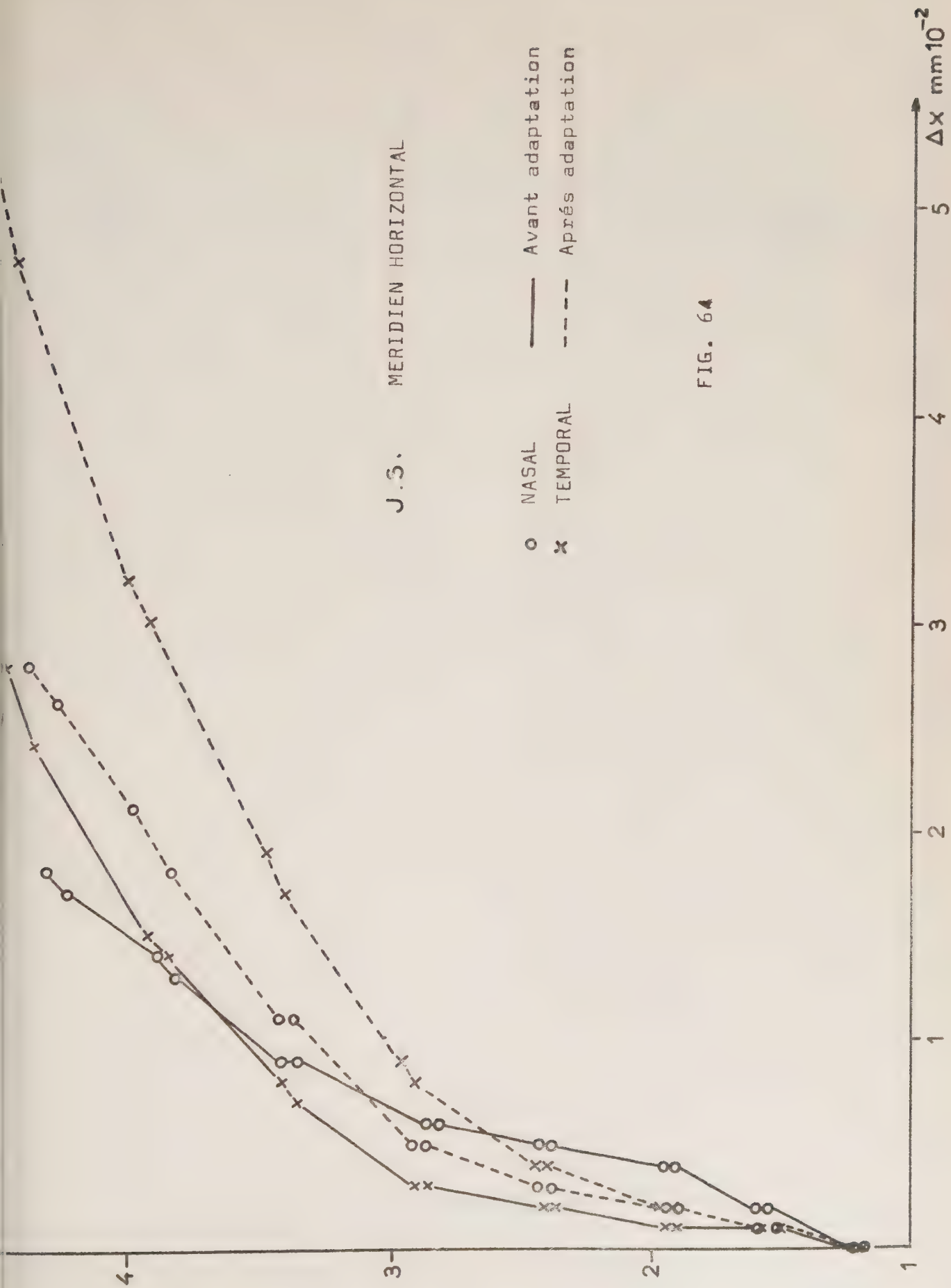


FIG. 64

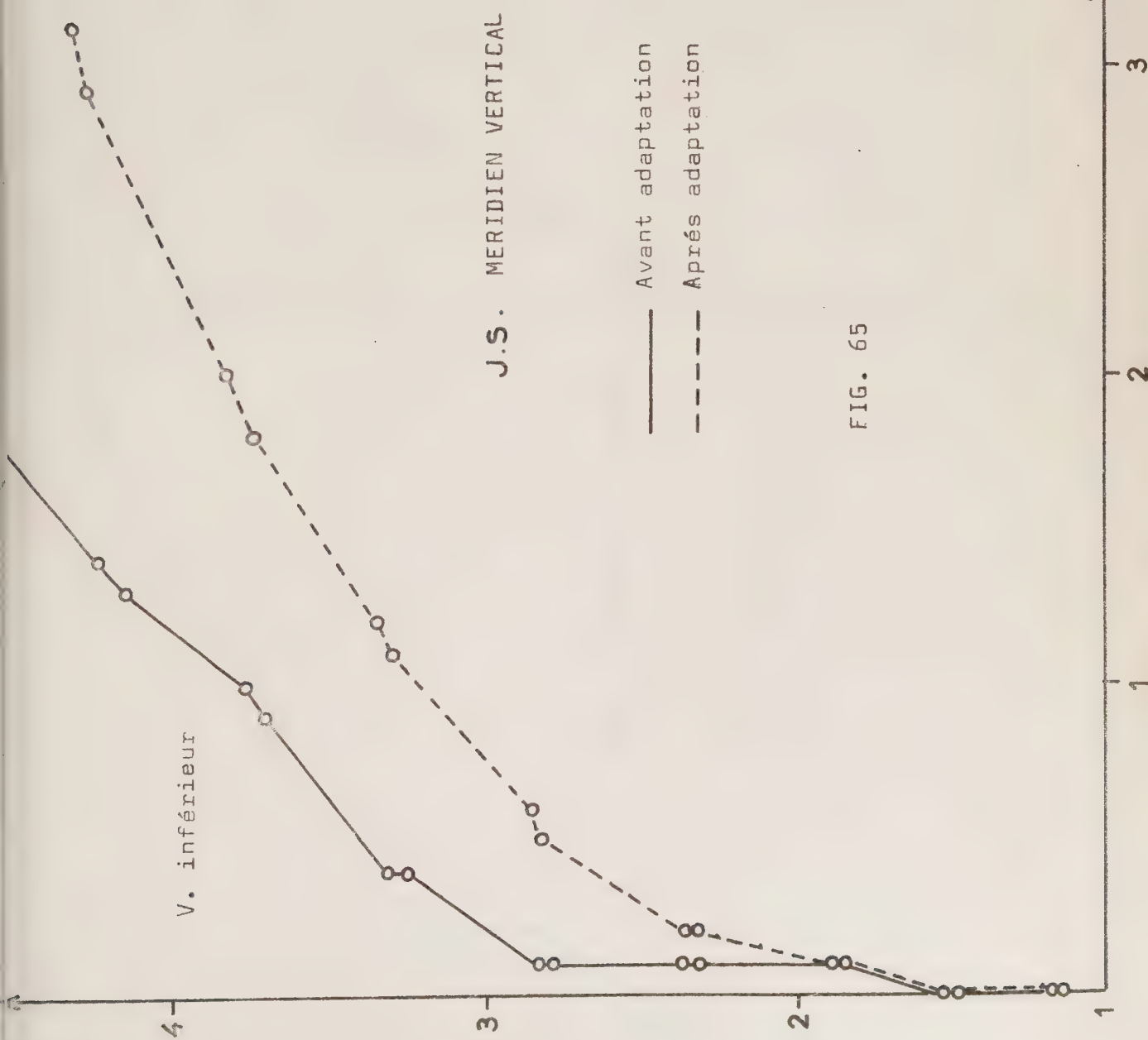
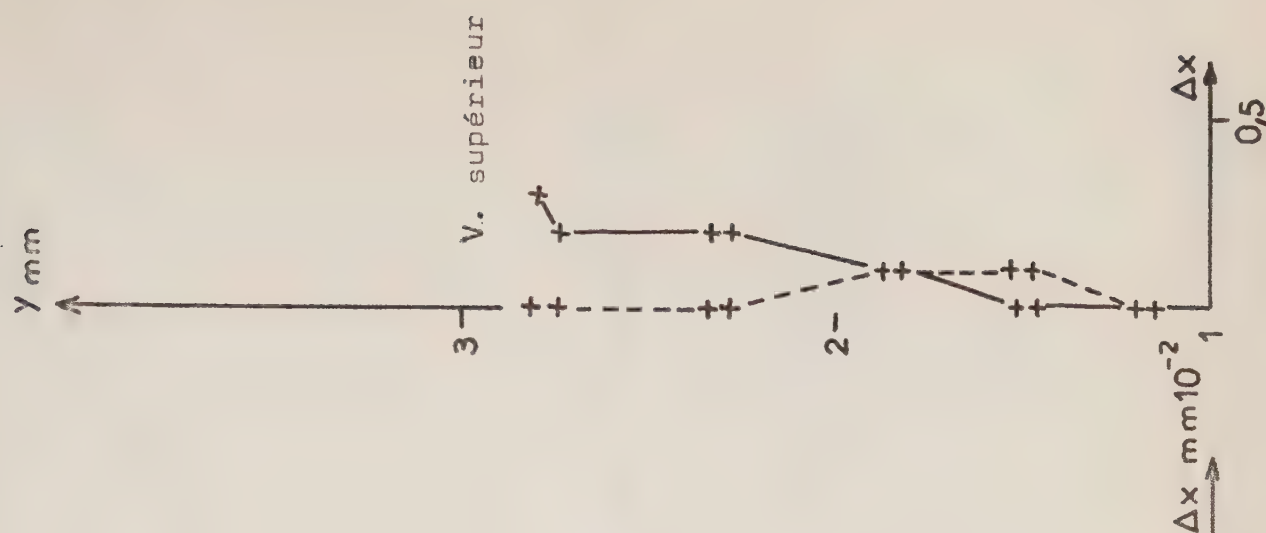


FIG. 65



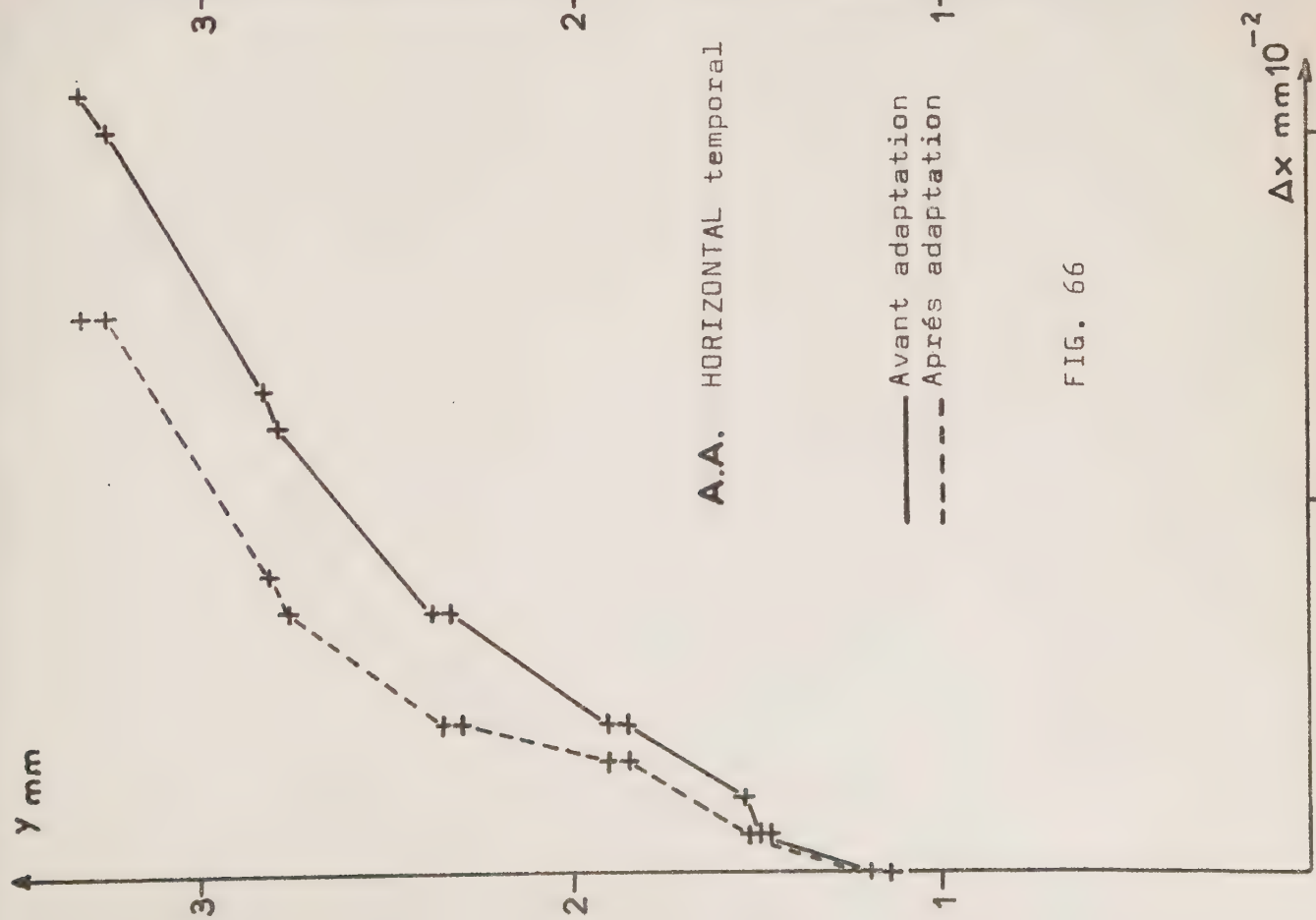


FIG. 66

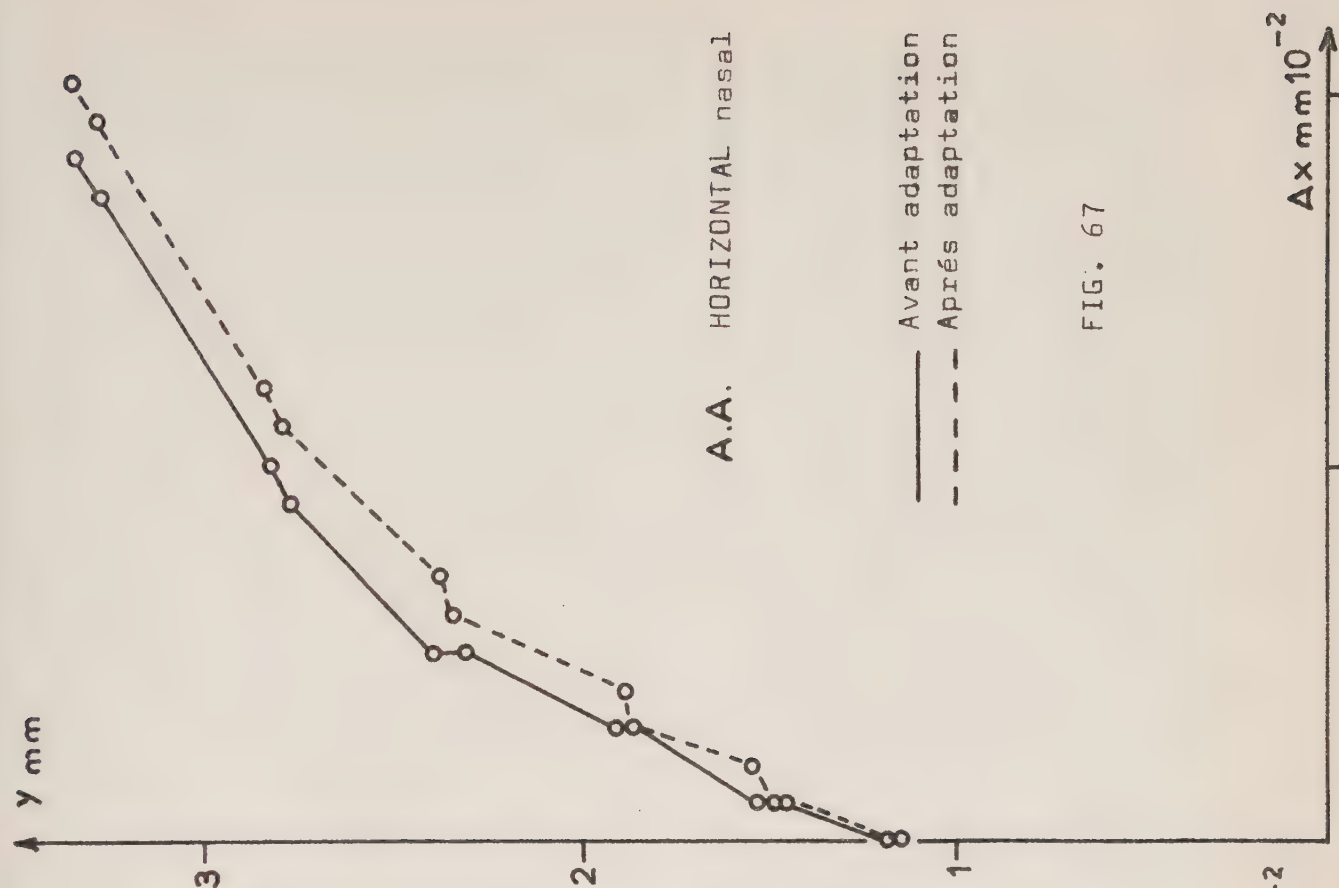


FIG. 67

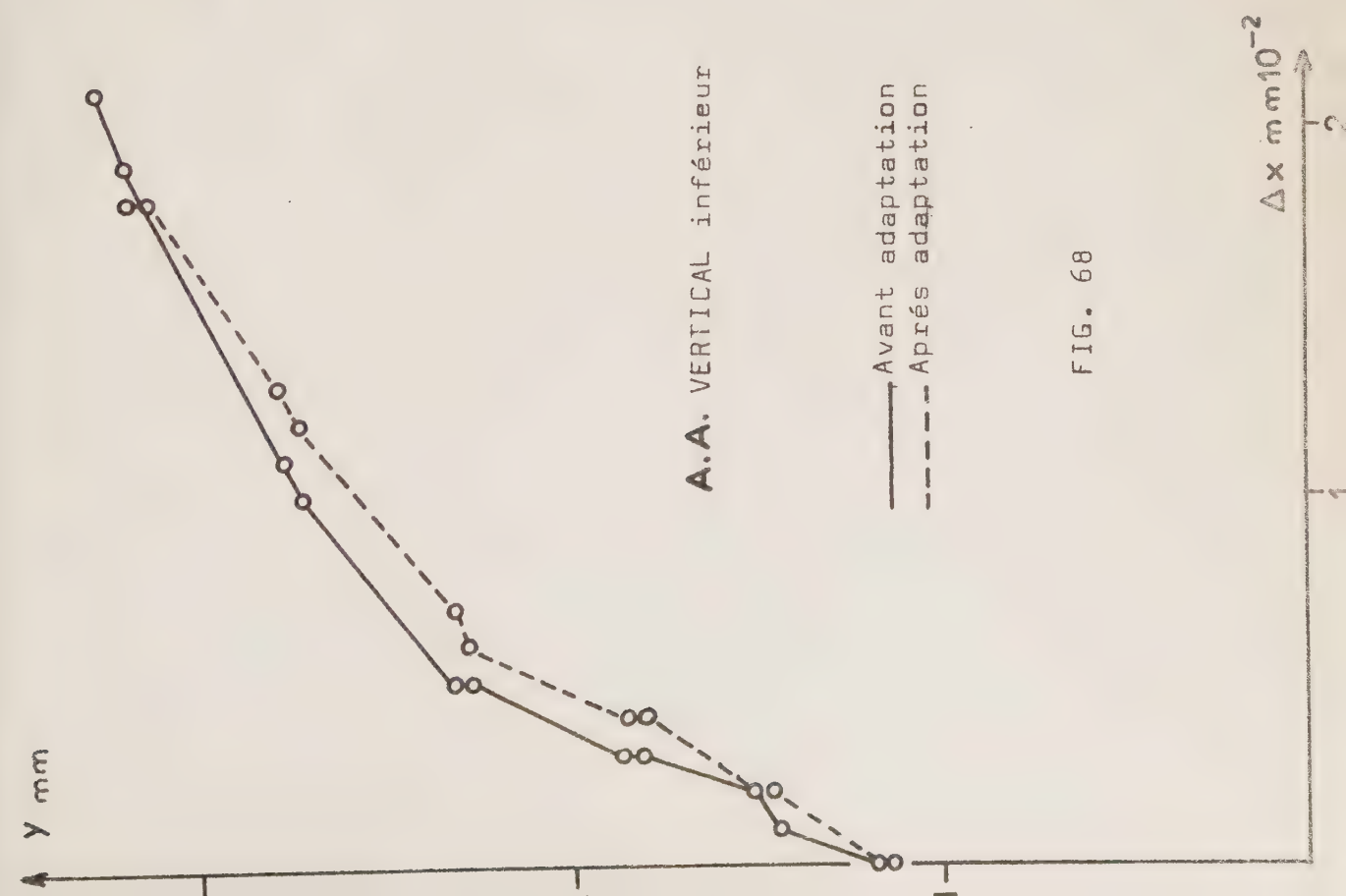


FIG. 68

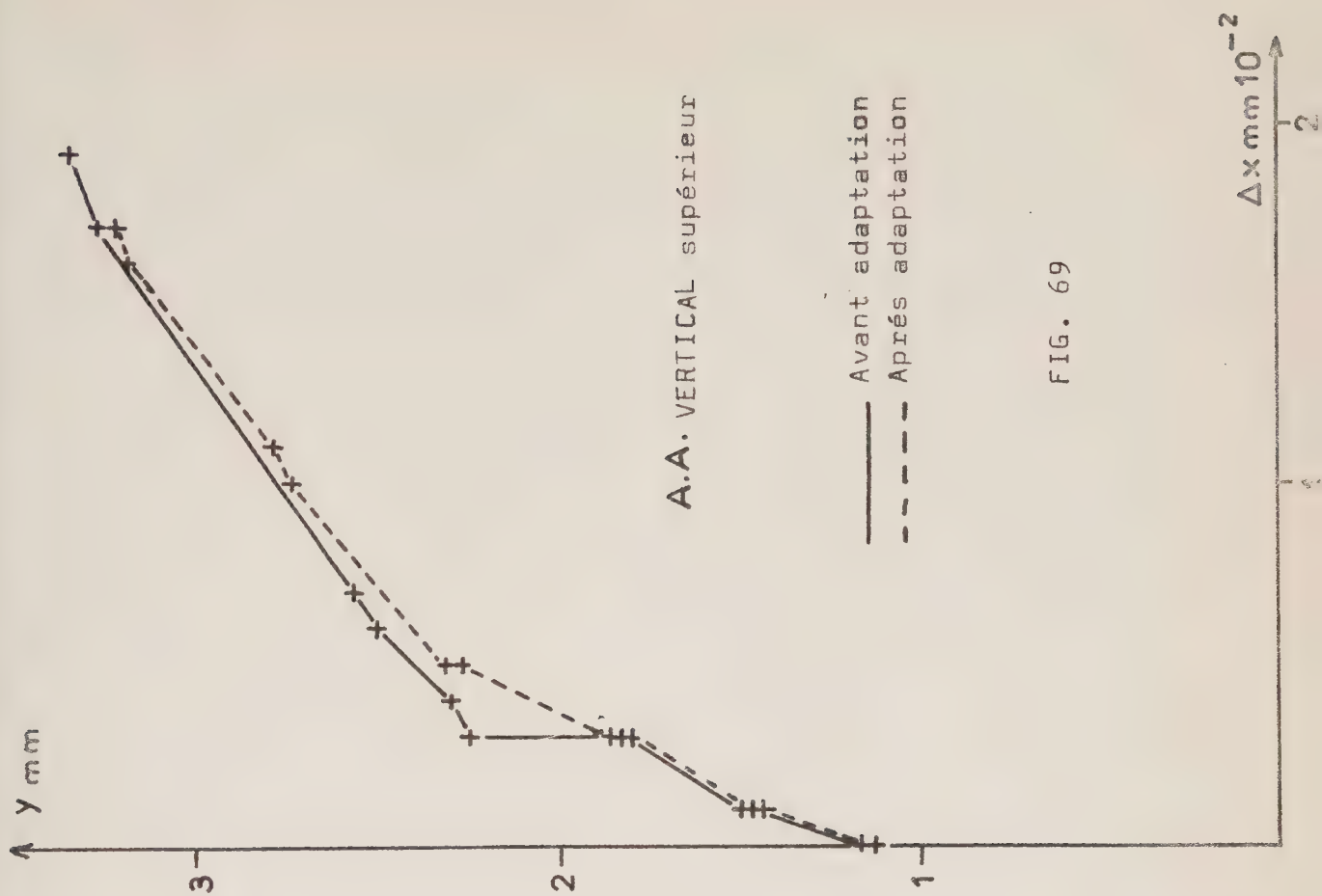


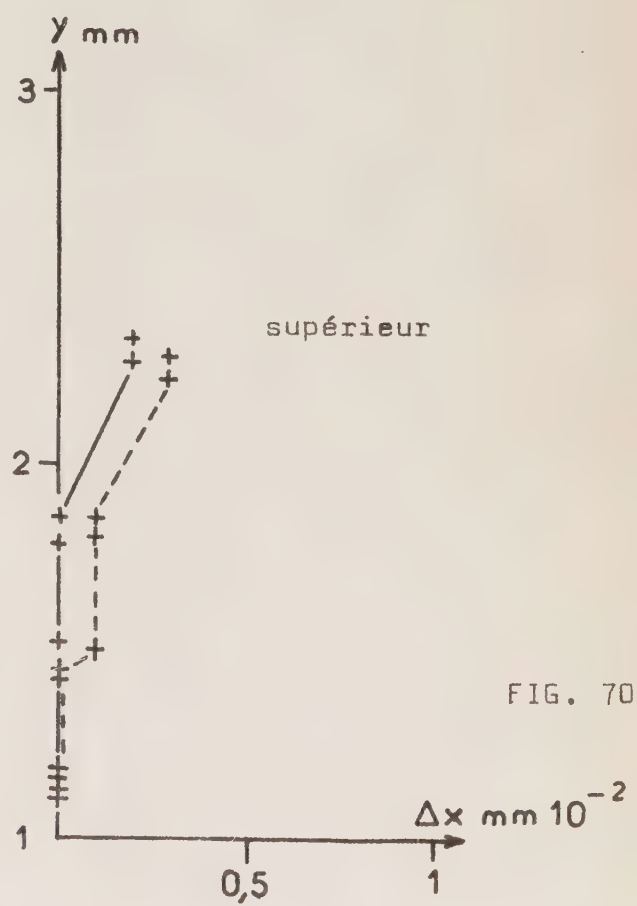
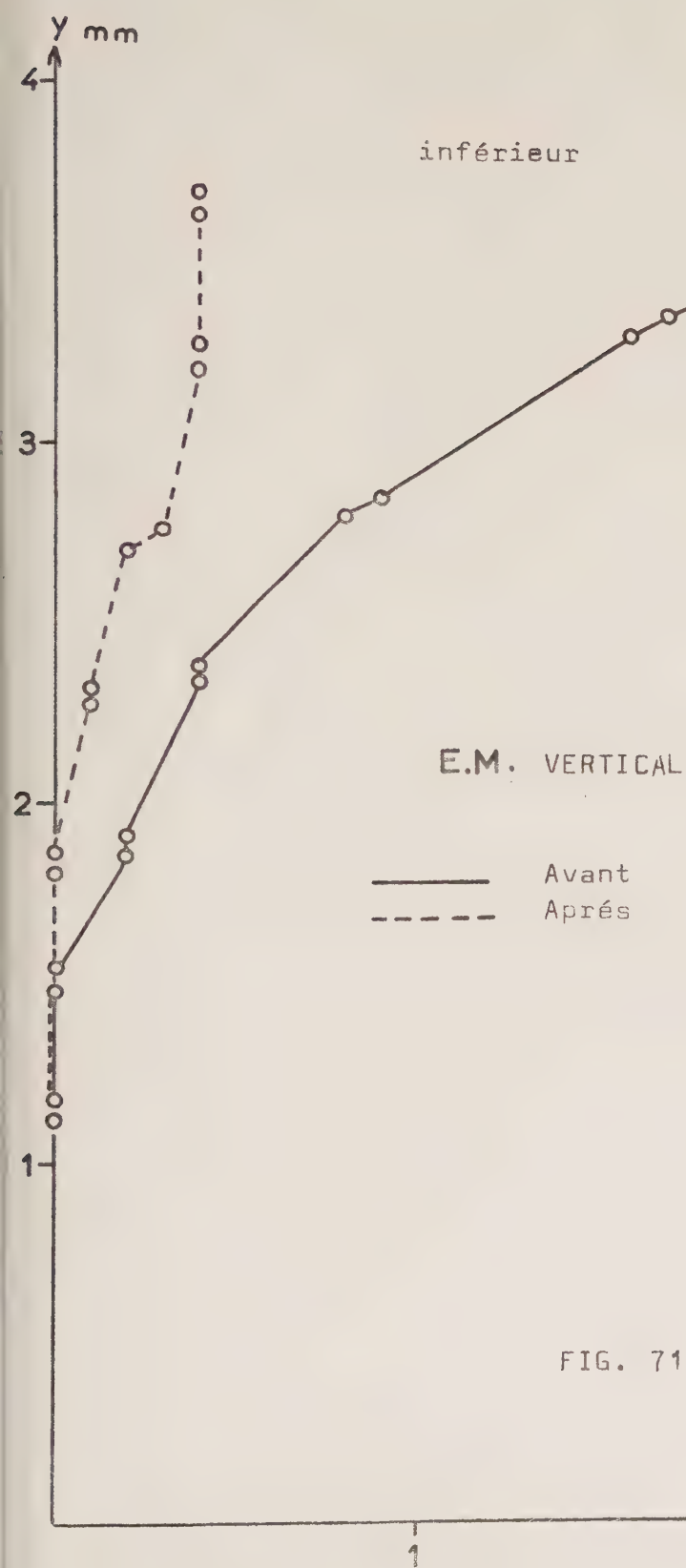
FIG. 69

les trois demi-méridiens restants. (fig. 70 à 73).

En dernier lieu, pour le sujet S. S. sa cornée s'aplatit sur les trois demi-méridiens temporal-nasal-inférieur, avec un bombement sur le demi-méridien verticalo-supérieur (fig. 74 à 76).

Ainsi, on constate en règle générale qu'il y a lieu d'un changement de forme de la cornée, ce qui revient à dire qu'il existe pour la cornée un rythme nycthémeral. L'existence de ce rythme en lui-même, ne nous semble pas étonnant, puisqu'en définitive le globe oculaire fait partie de l'organisme humain, qui en période nycthémeral subit des variations. Par contre ce qui attire notre attention, c'est la contradiction de l'allure de déformation, pour une seule cornée, manifestée par un seul demi-méridien par rapport aux trois autres. En effet, ce demi-méridien "contradictoire", n'est pas le même d'un sujet à l'autre, et ne se situe jamais sur le demi-méridien inférieur. L'explication de ce phénomène ne peut être attribuée qu'aux forces exercées, d'une part par la paupière supérieure et d'autre part par les muscles extrinsèques nasalo-temporal.

A titre de comparaison, nous allons confronter deux cas extrêmes. Dans un premier cas, la cornée s'aplatit à l'extrême périphérie de 0,05 mm et dans le second cas, la cornée se bombe de 0,02 mm, selon le méridien horizontal (fig. 74, et fig. 72, 73). Le premier sujet est myope et le second représente une légère hypermétropie, compensée en vision diurne par son pouvoir d'accommodation. Si les amétropies sont axiales, cela signifie dans le premier cas que la myopie s'améliore relativement en vision nocturne par rapport à la vision diurne. D'ailleurs c'est ce que nous a confié le sujet, en nous indiquant que par comparaison avec ses amis (apparemment emmétropes et sans lunettes) il voit,



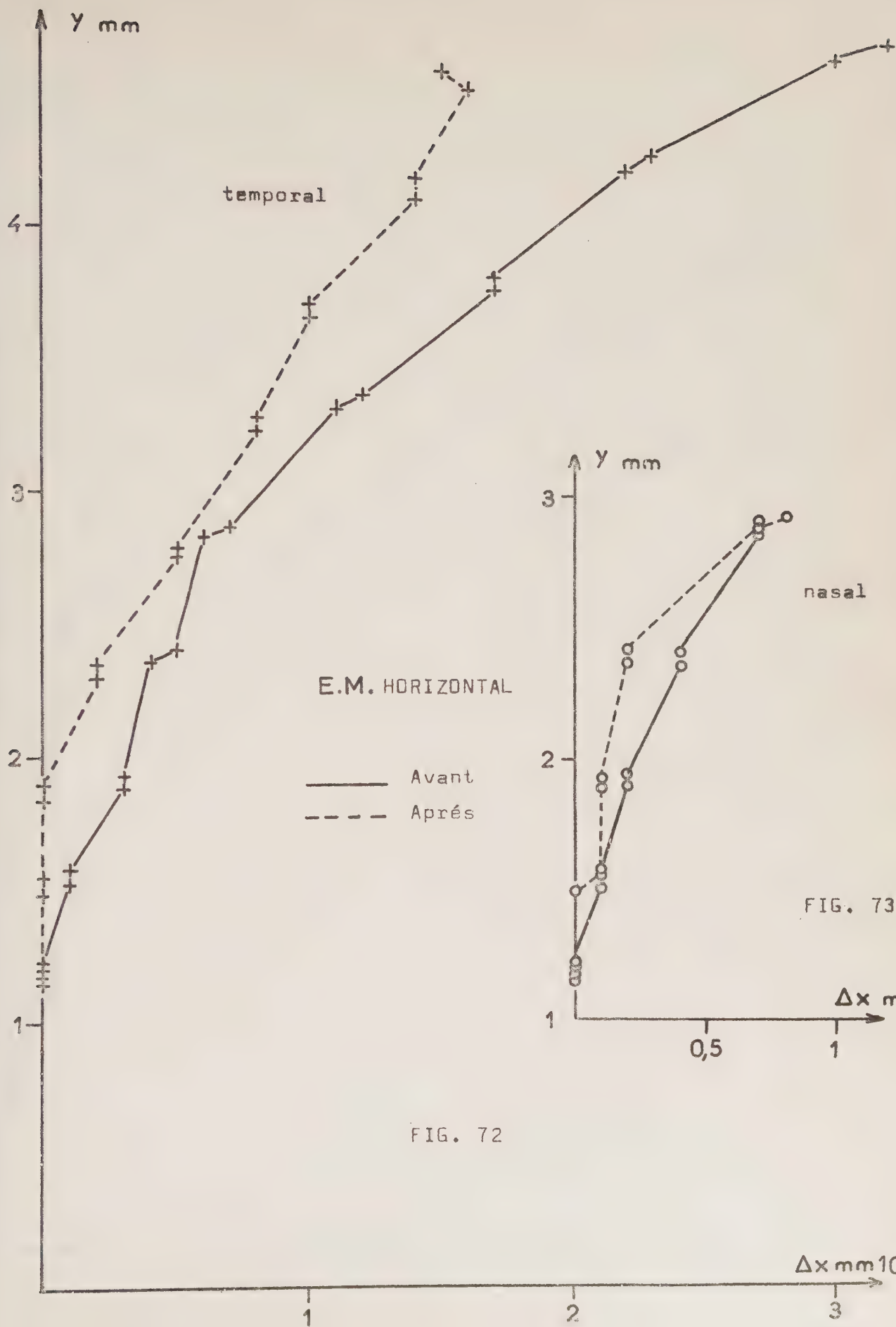
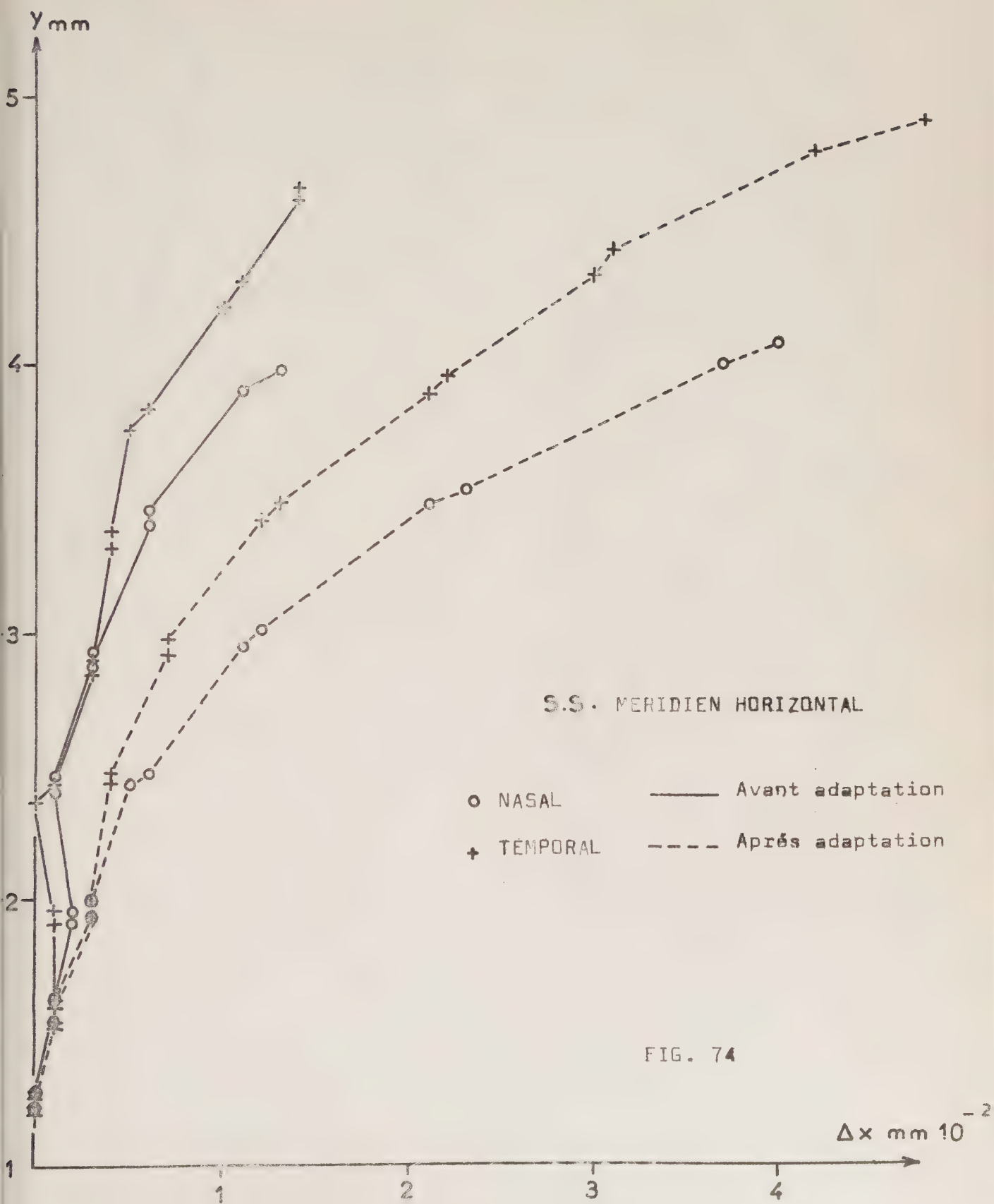
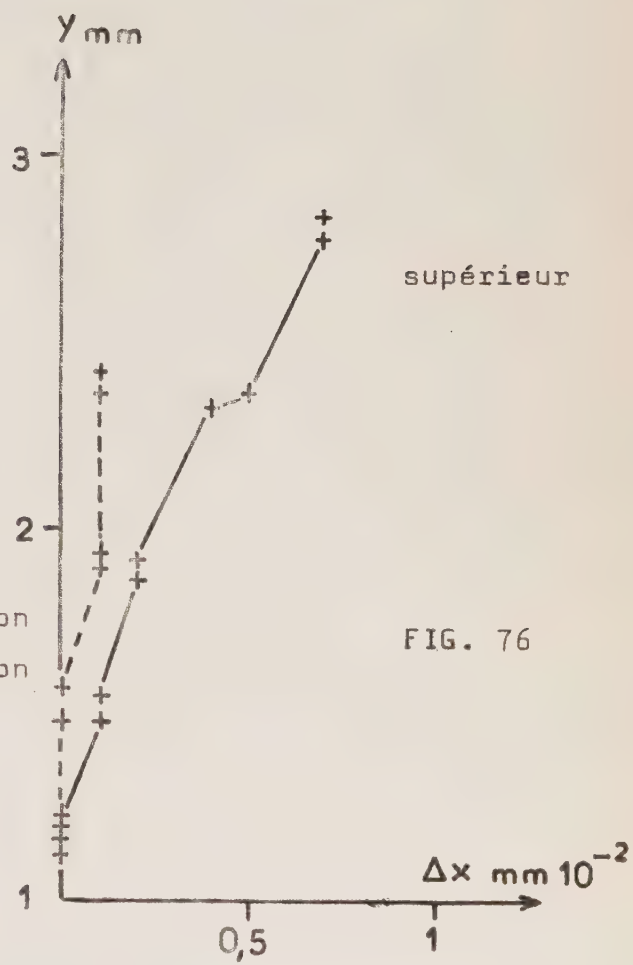
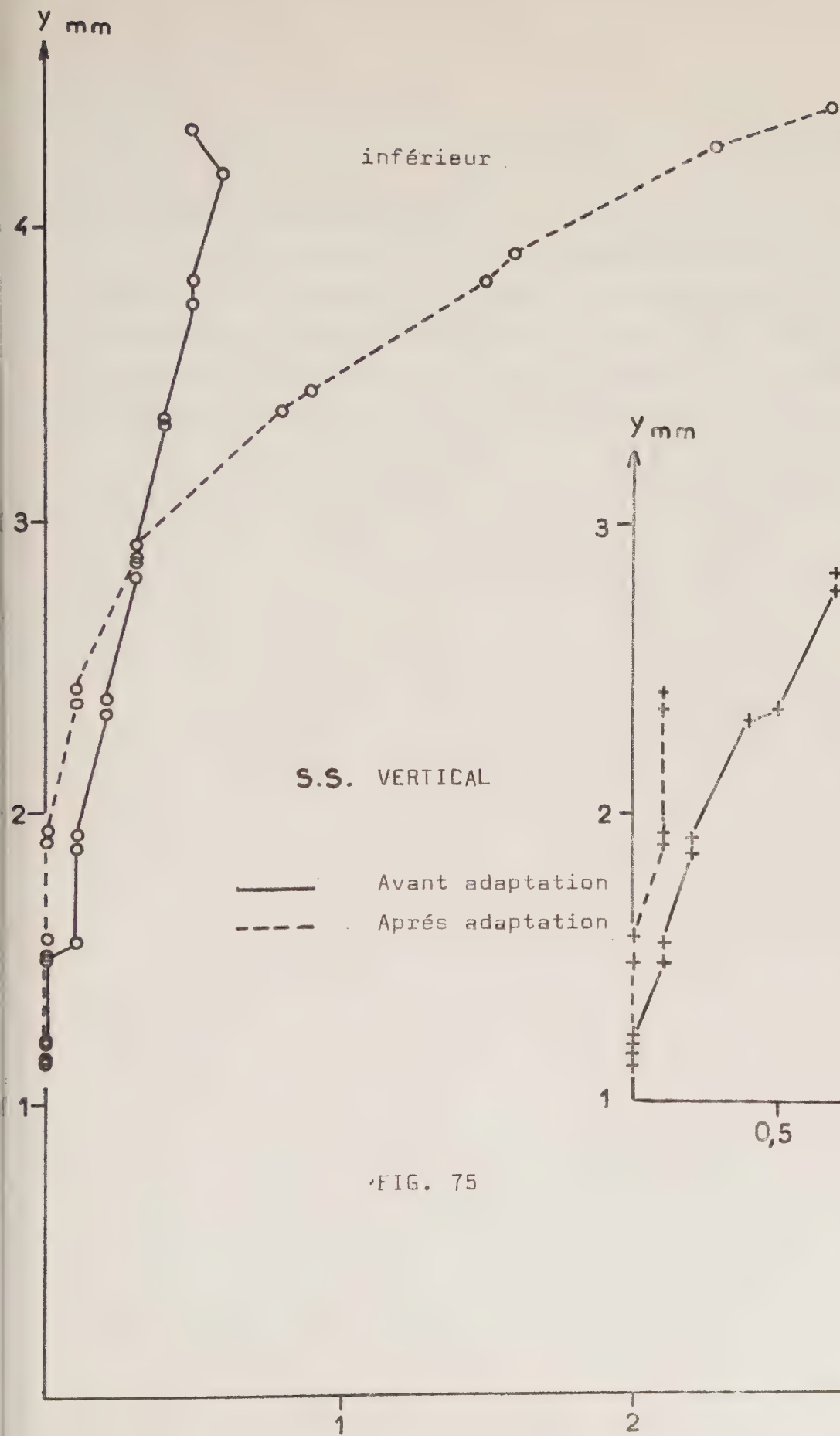


FIG. 72

FIG. 73





nettement mieux le soir.

Pour le second cas, où la cornée se combre, les choses se passent différemment ; le léger hypermétrope qui a perdu son accommodation, devient emmétrope ou légèrement myope, conformément à ce que Otero et Duran, puis Carreras, ont remarqué : le presbyte présente une faible myopie en vision scotopique.

En définitive ces variations de la forme de la cornée en association avec l'effet Purkinje, ne peuvent pas apporter l'explication du phénomène de la myopie nocturne. On peut cependant compléter cette hypothèse par une autre, qui en réalité n'est pas dissociable :

En comparant l'oeil en vision nocturne où la pupille se dilate à un système optique de grande ouverture, on peut imaginer le montant d'aberrations qui peut entacher cette vision. En effet, les notions d'optique instrumentale nous apprennent, que plus grande est l'ouverture du système optique, plus nombreux devraient être les éléments constituant ce système, afin de compenser ou d'atténuer les aberrations géométriques.

En ce qui concerne l'oeil, ces éléments compensateurs, sont substitués par les différentes couches que comprennent le cristallin, (indice de réfraction) et la forme de ces surfaces, qui varient en fonction de l'état d'accommodation.

En réalité, le cristallin existe toujours en vision nocturne avec les différentes couches et indices de réfraction, qui compensent l'aberration sphérique. L'effet Purkinje, n'est que le résultat d'une adaption rétinienne, qui se manifeste par l'accumulation de rhodopsine dans les bâtonnets. Reste l'aberration sphérique, en fonction de la forme de la cornée (que nous verrons dans le chapitre suivant, l'importance de sa valeur absolue par

rapport à l'oeil global), qui lui aussi joue un rôle naturel en vision nocturne.

5) Déformations cornéennes :

Certaines déformations passagères de la cornée provoquent des irrégularités dans l'image rétinienne d'un point. MEYER⁷⁸⁾ (1853) décrit des stries qui apparaissent quand on ferme à moitié les paupières pendant un temps assez long, et qui seraient provoquées par de petits prismes humides déposés sur la cornée.

BULL⁷⁹⁾ (1891) signale ainsi qu'après un long examen au microscope monoculaire, l'oeil inactif reste brouillé pendant plusieurs minutes et voit double. les horizontales, ce qui serait dû à une sorte de bourrelet horizontal formé sur la cornée par un clignement prolongé.

Pour l'étude de la régularité de la surface cornéenne on s'est servi depuis longtemps d'une méthode qualitative, qui consiste à examiner les images réfléchies d'un objet éloigné tel que la croisée d'une fenêtre. On juge ainsi leur netteté et leur éclat. Une autre méthode basée sur la considération entoptique de la cornée, s'effectue quand on la voit à travers un trou fin percé dans un carton noirci, placé en face d'une source lumineuse régulière, ou contre une lentille convexe.

Cette méthode fut utilisée par YOUNG⁸⁰⁾ (1807), LISTING⁸¹⁾ (1845), HELMHOLTZ⁸²⁾ (1856), HIRSCHBERG⁸³⁾ (1901), ESSER⁸⁴⁾ (1926) et BULL⁸⁵⁾ (1894) ; ce dernier perfectionna le procédé, en utilisant une lentille convexe de 20 dt. placée en avant de l'oeil environ à 20 mm. Ainsi, il observa une image sur laquelle les irrégularités de surface cornéenne créent des zones

claires et sombres, par suite des variations de la puissance dioptrique des zones examinées. Les zones sombres correspondaient aux surfaces de fortes convexités et les zones claires aux surfaces de faibles convexités.

BERG⁸⁶⁾ (1930), toujours astucieux, a proposé de tenir la même lentille, mais plus loin de l'oeil, de telle sorte que le point focal de la lentille coïncide à peu près avec le point focal antérieur de l'oeil. Il a obtenu ainsi une image entopique de la cornée, qui se comporte d'une manière inverse, que celle de Bull.

FISCHER⁸⁷⁾ (1928), reprenant l'idée première de Hirschberg, a effectué de telles recherches pour différentes lumières monochromatiques. Il a trouvé que les particularités qui sont mises à jour sur les images entoptiques de la cornée sont d'autant plus riches et multiformes que les longueurs d'ondes sont plus courtes. Fischer poursuivant ses recherches sur l'éclat de la surface cornéenne, en se servant de son réflectographe et du kératophotomètre de WESSELY⁸⁸⁾ (1927), constata que les images réfléchies par l'ophtalmomètre de Javal sont très différemment brillantes à différentes périodes, pour chaque individu, et qu'il existe souvent un changement certain entre les heures du matin et du soir.

C'est ce qui amena REYNOLDS⁸⁹⁾ (1959), à effectuer, une étude sur les variations des rayons de courbure cornéens, suivant les moments de la journée, et la température ambiante.

SULZER⁹⁰⁾ (1891), BERG⁹¹⁾ (1930) et HANDMANN, remarquèrent l'influence de la paupière supérieure sur le méridien vertical de la cornée. GULLSTRAND a attribué l'astigmatisme physiologique de la cornée à la pression exercée par la paupière supérieure.

Il arriva à cette conclusion :

".....que si la cornée n'était pas soumise à l'effet de forces extérieures, la forme naturelle de celle-ci devrait être représentée par un astigmatisme inverse....."

Ceci pourrait nous conduire à penser, que chez les sujets atteints d'un astigmatisme inverse, l'effet exercé par la paupière supérieure est inférieur à celui de la normale.

Berg a réalisé une étude sur l'action des paupières sur la forme de la surface antérieure de la cornée.

MARIN-AMAT⁹²⁾ a étudié les variations physiologiques de la courbure de la cornée pendant la vie.

HIRSCH⁹³⁾ s'occupe du changement de l'astigmatisme chez des sujets dépassant l'âge de 40 ans.

Certains auteurs ont étudié l'effet de l'accommodation sur la forme de la cornée. FAIRMAID⁹⁴⁾ est allé plus loin en essayant de voir si la convergence avait aussi un effet sur la variation du rayon de courbure cornéen. Ses mesures ont été faites à l'aide d'un ophtalmomètre classique, et d'un autre appareil qui est l'optorètre de Fincham. On peut conclure des résultats trouvés par Fairmaid, que la synergie de l'accommodation avec la convergence n'a pas d'influence sensible sur la cornée.

LOPPING et WEALE⁹⁵⁾ ont étudié l'action des muscles de l'orbite dans le processus de convergence, sur les rayons de courbure cornéens, et pour des sujets d'âges divers. On trouve des différences sensibles surtout dans le méridien horizontal et en moyenne de l'ordre de 0,50 dt, pour des sujets de moins de 40 ans et allant dans le sens d'un aplatissement de la cornée avec la

convergence à 20 mm. Elles sont par contre négligeables pour des sujets ayant entre 70 et 80 ans.

Il semble que l'accommodation, sans convergence, ne provoque pas de déformation statistiquement significative.

MANDELL et FATT⁹⁶⁾ ont étudié à la fois, les déformations et les variations d'épaisseur de la cornée au cours du sommeil. Ils ont montré que la cornée gonflait et s'amincissait au centre d'environ 4 %, aussi bien chez le lapin que chez l'homme. Le retour à la normale s'effectuait en une demi-heure chez le lapin et en une heure chez l'homme. Ils expliquent cette différence, par la différence de clignement entre les deux sortes de sujets.

BONNET^{97, 98)} a étudié sur onze cas les variations de la forme de la cornée après instillation des mydriatiques et myotiques. Il a trouvé une augmentation de la zone dite sphérique, portant surtout sur l'axe vertical et du côté inférieur, sous l'effet du mydriase. Par contre cette sphéricité augmentait sur le méridien horizontal, du côté nasal, sous l'effet du myosis.

Menstruation et ovulation pouvaient donner des variations de courbure de la cornée. Dans une étude antérieure⁹⁹⁾, nous avons effectué des mesures sur un sujet âgé de 20 ans, avant et après le cycle durant 6 mois de suite régulièrement, dans des périodes bien déterminées pour chaque mesure. La moyenne de déformation globale était importante, surtout à la périphérie, où elle atteint 4,03. Les variations de rayon de courbure au centre étaient de l'ordre de 0,1 mm et 2,1 à 3,1 mm sur l'extrême périphérie. Ces valeurs sont plus importantes que celles trouvées par Bonnet et qui étaient de l'ordre de 0,05 mm au centre et 0,1 à 1,4 mm à la périphérie.

En tout cas, c'est une déformation non négligeable et, afin

d'éviter une interprétation ambiguë des résultats, on s'assure de l'état physiologique du sujet avant chaque mesure.

Il arrive qu'une femme ne puisse tolérer ses lentilles durant la période de grossesse, qui entraîne une perturbation fonctionnelle ; celle-ci altère la forme de la cornée et modifie les courbures centrales et périphériques. Sur quatre sujets, nous avons pris des mesures cornéennes dans des périodes différentes durant la grossesse et après l'accouchement ; la moyenne de déformation totale était de la même importance que celle trouvée lors du cycle de menstruation.

6) Déformations provoquées par des lentilles dures
(méthacrylate de méthyle) :

L'emploi croissant du port des verres de contact durs et souples pose le problème physiologique et pratique des modifications éventuelles de la forme de la cornée sous l'action de ces verres.

Nous avons étudié sur 90 sujets les déformations provoquées par le port de verres de contact pendant une ou deux heures d'une lentille d'essai à plusieurs bandes de dégagement allant jusqu'au nombre 5, c'est-à-dire des lentilles, ayant les caractéristiques suivantes :

Absence de pression limbique par un choix judicieux du diamètre et de plusieurs dégagements ; le dégagement périphérique extrême assurait en même temps une circulation lacrymale abondante et rapide entre la lentille et la cornée.

Absence de point d'appui et de pression notamment et surtout

dans la zone apicale, aussi bien en position droite que dans divers mouvements de l'oeil.

BONNET et nous même¹⁰⁰⁾ avons décrit les résultats de ces expériences. On a trouvé que les déformations sont plus importantes sur la périphérie et sur l'axe vertical, ce qui est assez normal à priori étant donné le jeu de la paupière supérieure.

A partir des mesures centrales faites sur 92 sujets après deux heures de port de lentilles, à l'aide d'un ophtalmomètre classique, nous avons trouvé 12 cas où les modifications de courbures étaient supérieures à 0,1 mm et les modifications d'axe à 10°, soit une proportion à peu près identique de modifications sensibles.

Quant à l'âge des sujets examinés, nous nous contenterons de rapporter des observations faites sur 6 sujets, dont l'âge était réparti entre 60 et 78 ans, bien que celles-ci demandent à être vérifiées sur un plus grand nombre ; la déformation totale était assez importante. A priori, nous remarquons que les déformations sont plus marquées chez les sujets âgés.

Nous avons remarqué que les déformations, et plus spécialement les déformations anormales, sont toujours à allure conique, c'est-à-dire marquées par une diminution des rayons de courbure centraux et une augmentation des rayons de courbure latéraux, indépendamment de la nature de l'adaptation.

Un autre problème est de savoir dans quelle mesure la déformation est liée à la nature de l'adaptation. Pour cela nous avons étudié¹⁰¹⁾ les déformations provoquées par le port pendant deux heures des lentilles :

bien alignées, plates, serrées
sur la forme de la cornée. Autrement dit, nous avons mesurer la

forme de la cornée avant et après le port des verres de contact.

Nous avons effectué nos expériences sur 32 sujets, divisés en deux groupes égaux. Dans le premier, 16 sujets avaient un oeil équipé d'une lentille serrée. Dans le second groupe, il s'agissait d'une lentille plate et d'une autre bien alignée. A noter, que les lentilles serrées et plates avaient un rayon central égal ($\pm 0,5$ mm) à celui de la lentille bien alignée. L'âge des sujets allait de 16 à 43 ans.

Nous avons remarqué que 75 % des sujets équipés d'une lentille serrée présentaient une déformation supérieure à la déformation par lentille bien alignée. Pour les adaptations plates, 75 % des sujets avaient une déformation inférieure à celle due aux lentilles correctement alignées.

Nous constatons que les déformations causées par une lentille serrée est plus grande que celle causée par une lentille plate, vis-à-vis des lentilles correctement alignées pour une personne déterminée. nous concluons donc que les lentilles cornéennes serrées déforment plus la cornée que les lentilles plates. Notre explication est la suivante :

Dans le cas de l'adaptation serrée, la lentille s'applique sur la cornée et est complètement immobile, ce qui empêche peut-être la circulation des larmes sous la lentille et, par conséquent, l'oxygénation de la cornée. Nous savons que la respiration de la cornée se fait par trois voies :

- 1°) Les vaisseaux sanguins et lymphatiques qui s'y terminent par les arcades et qui ne pénètrent pas dans la substance propre de la cornée.
- 2°) L'humour aqueuse qui se trouve dans les chambres antérieure et postérieure de la cornée.

3°) Les larmes qui baignent la surface antérieure de la cornée.

La respiration de la cornée se fait donc généralement par l'oxygène qui est dissous dans les larmes. Revenons aux cas des adaptations serrées et plates.

Dans le premier cas la cornée, après plusieurs heures de port, se trouve dans un milieu presque anaérobie . Ce phénomène provoque une perturbation du processus métabolique, qui se traduit par une déformation globale de la surface cornéenne. Ceci est un argument en faveur de l'hypothèse suivant laquelle la consommation d'oxygène et le métabolisme en général interviennent par leur perturbation dans le processus de déformation.

Dans le second cas, la lentille plate est mobile malgré l'appui apical bien prononcé ; il y a toujours une circulation de larmes qui permet l'échange d'oxygène.

D'après le test à la fluoresceïne et la biomicroscopie, nous avons remarqué dans les 16 cas de l'adaptation serrée des microbulles réparties un peu partout sur la surface cornéenne, tandis que dans l'adaptation plate 5 cas seulement présentaient des microérosions au sommet ; les autres cornées étaient pratiquement intactes, (cornées résistantes et peu fragiles). Il nous reste le cas de l'adaptation correcte ; un seul des 32 patients présentait des zones d'érosion dues à un traitement à base antibiotique, qu'il avait suivi dans la période de préadaptation.

Sur les deux cas d'adaptation, plate et serrée, nous avons constaté sur deux sujets des déformations assez importantes. Nous nous sommes demandé si ces deux phénomènes ne sont pas liés à un astigmatisme cornéen bien marqué, mais il n'en est rien et

l'astigmatisme était de 1 dt. Pour vérifier ce résultat nous avons équipé 6 sujets d'une lentille dite théorique ; ceux-ci présentaient un astigmatisme d'une moyenne de 4 dt. La moyenne des déformations totales observées était de 2,5, ce qui représente une déformation normale.

7) Déformations provoquées par des lentilles souples
(glycolméthacrylate) :

De nombreuses recherches ont été faites en vue d'améliorer la technique des verres de contact souples et leurs effets sur la cornée. Les résultats atteints semblent encourageants, bien qu'il reste quelques problèmes que la technologie moderne n'a pu encore résoudre.

A l'époque actuelle, en face du développement rapide des polymères, il est surtout intéressant, des points de vue technique et pratique, d'abandonner certains matériaux traditionnels utilisés jusqu'alors pour la fabrication des verres de contact, et de leur substituer des matières nouvelles. Mais ne faudrait-il pas, avant, étudier minutieusement cette nouvelle matière ?

Les verres scléraux de la fin du XIXe siècle ne sont-ils pas utiles dans certaines adaptations, malgré l'apparition avant les années 50 de ce siècle des lentilles cornéennes ?

L'effet de ces lentilles souples, ne se manifeste-t-il pas, par une réaction partielle pour certains sujets et pour d'autres par une réaction globale de toute la surface cornéenne ?

Pour répondre à ces questions, il nous semble nécessaire, tout d'abord d'analyser certains points tels que : les compositions chimiques de cette nouvelle matière, les méthodes et conditions

de fabrication, l'influence de la température sur son élasticité, l'influence mécanique sur le changement de sa forme et son indice de réfraction.

D'autre part, n'ont pas été systématiquement étudiés les phénomènes tels que : les déformations cornéennes, l'effet statique* que causent ces lentilles sur la surface épithéliale, la qualité optique des surfaces de la lentille, les variations des puissances dioptriques et l'hypoxie de la cornée.

A) Compositions chimiques de la lentille :

Il est bien connu qu'il existe plusieurs formes de Gel :

1°) Les gels durs, constitués par des macromolécules fibreuses linéaires, où la cohésion est assurée par des forces intermoléculaires directes, l'entrée du solvant dans la phase solide du gel dur diminue ces forces intermoléculaires et conduit à une solution. Ces esthers sont polymérisés en présence de catalyseurs, on obtient ainsi des macromolécules linéaires telles que le plexiglas (matière des lentilles dures).

2°) Les gels souples qui doivent leur souplesse à leur teneur de plastifiant. Les substances non polaires telles

* Nous disons bien "statique" car une fois la lentille adoptée, elle adhère d'une façon prononcée sur la cornée, c'est d'ailleurs un des inconvénients majeurs, car elle permettra l'échange de gaz que d'une manière ralentie bien qu'elle soit caractérisée théoriquement par son hydrophilie et sa perméabilité au gaz.

que le caoutchouc (hydrophobe). Les tissus naturels ou biopolymères. Les groupes de carboxyle à caractère polyelectrolyte etc...

C'est en 1960 que WICHTERLE et ses collaborateurs, ont présenté le résultat de leur recherche, qui a duré environ 15 ans, et qui concerne le co-polymer de glycolmonométhacrylate, avec plusieurs dizaines de % de glycoldiméthacrylate, agent de réticulation, ce qui permet l'entrée du solvant en même temps que la réticulation de la structure.

Cette nouvelle matière présente les avantages suivants :

- 1) Un module d'élasticité dépassant celui de la cornée.
- 2) Une liberté de monomère ou d'initiateur de polymérisation et de plastifiant, qui sont toxiques à l'organisme.
- 3) Une perméabilité aux substances solubles.
- 4) Une résistance aux dégradations des systèmes enzymatiques.
- 5) Un gonflage indépendant de la température entre 20° et 40°.
- 6) Une transparence remarquable.

En 1962 KLIMENT présente une autre matière gel hydrophylique de glycolméthacrylate représentée en feuille de 0, 05 mm qui est bien tolérée par l'organisme. VACIK en 1965 présente le glycérimonométhacrylate avec un réseau de diesther, et qui, après implantation a montré une bonne tolérance. Egalement en 1965 KLIMENT, est arrivé à une autre forme de gel hydrophile fongiforme d'éthylène glycolméthacrylate. Cette matière a été utilisée pour des fins chirurgicales de reconstruction. D'après l'auteur les résultats sont encourageants.

B) Méthode de fabrication :

On peut appliquer plusieurs méthodes de synthèse¹⁰²⁾ :

1°) On peut opérer à partir de polymères linéaires solubles dans l'eau, qu'on traite ensuite par des agents de réticulation propre.

2°) On peut introduire dans les macromolécules hydrophiles solubles une certaine quantité de groupes réactifs, qui seront capables, par interaction, d'établir des liaisons supplémentaires.

3°) On peut choisir deux ou plusieurs sortes de macromolécules linéaires solubles, qui contiennent les groupes réactifs complémentaires.

4°) Enfin, et c'est ce que Wichterle a préféré utiliser, on peut procéder à la synthèse des polymères par une copolymérisation de polymères monoéthyléniques, avec une quantité donnée de monomères polyéthyléniques.

C'est la méthode la plus difficile et la plus complexe, mais elle est intéressante par les possibilités qu'elle offre. Il est nécessaire pour la mettre en oeuvre de préparer un assortiment de monomères, à groupement hydrophile. Les groupements hydrophiles employés sont des esthers de glycole. L'état final du polymère est à mi-chemin entre les matières plastiques et l'eau.

La forme désirée de la lentille gel de polyglycolméthacrylate, neutre, non ionisée, est donnée dans sa phase de polymérisation, à l'aide des moules convenables. La puissance de la lentille est faite par moulage rotatoire, sur sa face antérieure. Une forme parabololoïde définitive est donnée par combinaison, entre sa surface

antérieure et postérieure. Dans cette méthode la tension superficielle est aussi importante que la vitesse de rotation, son effet est non négligeable, car il peut nous donner une déviation dans les résultats définitifs de 10 dt¹⁰³⁾.

Une autre méthode de fabrication de ces lentilles, consiste à façonner la lentille à l'aide d'un tour dans son état déshydraté et sec. Ensuite en l'imbibant dans du sérum physiologique, la lentille gonfle ce qui provoque une augmentation uniforme, des dimensions de la lentille. Tous les paramètres s'expriment en mesure de longueur, par un coefficient unique du gonflement linéaire¹⁰⁴⁾.

Nous remarquons que cette dernière méthode de fabrication est la meilleure, puisqu'elle nous permet de connaître dès le départ les paramètres de la lentille. Il est en effet impossible de connaître les caractéristiques exactes des lentilles souples après leur fabrication.

C) Influence de la température sur l'élasticité :

La tenue du gel hydrophile, à l'état sec a été déterminée quantitativement, à haute température en diminuant ses propriétés thermoélastiques. Elle a une stabilité structurale jusqu'à 140° C, par suite elle se transforme en caoutchouc, d'ailleurs comme tous les polymères ordinaires, par exemple le plexiglas, mais par contre sa structure stable à trois dimensions lui permet une certaine réversibilité. Sa décomposition ne devient apparente qu'aux environs de 200° ; autrement dit sa structure ne change pas après un long chauffage. De ce fait l'ébullition n'est pas seulement permise, mais c'est une condition d'hygiène.

D) Influence mécanique sur le changement de forme et
d'indice de réfraction :

C'est à ce moment là que commencent les problèmes avec les lentilles souples. En effet, la lentille ayant un coefficient d'élasticité très important, 50 fois plus grand que celui de la cornée ; celle-ci semble calquer ses déformations sur celle de la cornée, alors que dans le port des lentilles classiques l'inverse se produit, c'est-à-dire que la cornée se déforme sous l'effet de la lentille.

Peut-être cela nous donne une explication du caractère des déformations cornéennes que nous avons trouvées¹⁰⁵⁾ après le port des lentilles souples, qui contredit dans leurs aspects les déformations trouvées après le port des lentilles conventionnelles, à savoir, aplatissement central et bombement périphérique. D'ailleurs nos résultats ont été confirmés par COCHET¹⁰⁶⁾.

Nos essais faits sur 41 sujets non équipés auparavant étaient d'une durée moyenne de deux heures de port. L'adaptation pouvait être acquise sans instillation de gouttes de novésine à 0,4 % (anesthésie locale) employée quelquefois pour les premiers essais de lentille dure.

En général, on a remarqué que les déformations dues aux lentilles souples sont inférieures à celles dues aux lentilles dures. En particulier, les déformations horizontales et verticales ne montrent pas de différences sensibles entre les deux méridiens, au contraire de ce qui arrive avec les lentilles dures. Ceci peut s'expliquer par le fait de l'immobilité de la lentille sur la cornée, qui empêche peut-être la paupière supérieure de déformer la cornée et plus spécialement le méridien vertical.

En ce qui concerne l'indice de réfraction, nous savons que les lentilles souples ont deux indices de réfraction déterminés au départ ; celui de son état de déshydratation et qui est aux environs de 1,51, par contre lorsque cette lentille est imbibée dans du sérum physiologique elle gonfle, ce qui provoque une chute de l'indice de réfraction, qui atteint son état minimal voisin de 1,42.

Si les choses étaient aussi simples, il serait possible de prévoir cette différence lors de la fabrication de la lentille, mais cependant il existe d'autres variations de l'indice, imprévisibles et liées aux battements des paupières des sujets¹⁰⁷⁾. Pour avoir une idée de ce changement, nous avons utilisé l'équation de convergence ou d'approximation de Gauss :

$$C = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) + \frac{e(n - 1)^2}{n(R_1 R_2)}$$

On a trouvé qu'une lentille mesurée dans son état dur ou complètement déshydratée, après gonflement, et compte tenu du changement d'indice de réfraction, que nous avons déterminé égal à 1,47, subit une variation considérable. A titre d'exemple, nous avons fait des calculs théoriques sur des lentilles souples de forte puissance, et de faible puissance, positive et négative.

Pour les premières, nous avons trouvé une variation de 2,5 dt, pour les fortes puissances, et une variation de 0,5 dt pour les faibles puissances.

Pour les deuxièmes nous avons trouvé une variation de 1,8 dt pour les fortes puissances, et 0,2 dt pour les faibles puissances.

Cette différence de variation sur les deux cas, s'explique peut-être par l'épaisseur des lentilles, qui est importante pour

les aphaques. On constate en règle générale une diminution de puissance en valeur absolue. Ce qui explique en partie les plaintes de certains sujets, après quelques heures de port. Notre explication sur ce phénomène est la suivante :

D'après HABERICH¹⁰⁸⁾, les paupières supérieures exercent une force permanente de 10 à 15 g, à chaque battement de paupière normal. Ce chiffre peut être multiplié par dix en cas de fermeture spasmodique ou blépharospasme, ce qui entraîne une force de 100 à 150 g en valeur absolue. Si l'on tient compte du coefficient d'élasticité très important de la lentille, de ces deux éléments on trouve qu'à chaque battement de paupière la lentille souple se déshydrate et cause à la longue une variation de puissance dioptrique de la lentille souple.

Du fait de son élasticité la lentille est tixotrope, dans le sens le plus large du mot, ce qui nous permet de penser que la qualité de surface optique est influencée par les battements des paupières.

Le rôle des rayons de courbure peut aussi nous fournir des variations assez importantes. A priori peut-on imaginer que la deshydratation entraîne la diminution des rayons de courbure ? Dans ce cas les variations des rayons de courbure cornéenne peuvent-elles compenser cette variation ou par contre peuvent-elles s'y ajouter ?

En réalité, la valeur ou la grandeur de ce rétrécissement nous est inconnue. KAPLAN¹⁰⁹⁾, en utilisant le calcul de l'optique géométrique simple, suppose que les deux faces de la lentille sont parallèles et l'épaisseur est constante ; ce qui ne correspond pas à la réalité. Il trouve pour une lentille d'un rayon central de 8 mm, une variation de 1,22 mm entre les deux états

sec et gonflé. En fait, ce résultat n'a pas de signification pratique, puisque pour calculer les variations de puissances de ces lentilles en fonction du rayon de courbure, il faut trouver une relation entre le coefficient d'élasticité et la déshydratation, lors du port de la lentille. Car, si le coefficient reste le même, la paupière supérieure jouera le rôle de régulateur, c'est-à-dire qu'en exerçant sur la lentille une force permanente, elle lui garantira une forme constante, qui est celle de la cornée.

GUMPELMEYER¹¹⁰⁾, dans une étude sur la stabilité de la forme des lentilles en fonction de son gonflement rapporte le calcul de cette variation de courbure sur les propriétés de surface. Il suppose que la lentille est assimilable à un empilement de feuilles minces qui absorbent l'eau successivement et à partir des bords jusqu'au centre de ces feuilles. Entre une feuille sèche et une feuille gonflée il y aura apparition de certaines forces de traction, qui vont déformer l'ensemble de la lentille. L'allongement relatif d'une feuille mince est égal au rapport de la force de traction (qui est une tension superficielle entre deux aires de contact) et du module d'élasticité.

$$\frac{K}{E} = \frac{\Delta l}{l}$$

Il calcule ainsi une variation théorique de courbure. Cette variation dépend beaucoup de la forme de la lentille. Néanmoins, les résultats expérimentaux suivent les résultats théoriques

- . Pour les lentilles planes et positives la variation est faible.
- . Pour les lentilles négatives, la variation est plus

forte, les variations sont maximales, après quatre heures d'absorption d'eau (à saturation). Elle atteint 0,06 mm.

A priori, cette valeur n'est pas significative.

Effectuant des calculs dans le même but, WICHTERLE¹¹¹⁾, en appliquant les formules de la mécanique des solides à la lentille souple découpée en éléments coniques, définit l'élongation par les efforts tangentiel et radial, ensuite il calcule la valeur minimum des énergies tangentielle et radiale. En appliquant, ces calculs sur l'élément central de la lentille, il est amené à une formule empirique donnant la variation de puissance lorsqu'il aplatit complètement la face postérieure de la lentille.

$$\text{où} \quad \Delta_1^\infty = 0,27 \frac{t_0}{r_1^2}$$

t_0 = l'épaisseur de la lentille au centre.

r_1 = le rayon de courbure de la surface antérieure.

0,27 = coefficient expérimental.

En fait, le problème se pose de trouver la variation de puissance de la lentille, lorsque celle-ci subit un léger aplatissement, par exemple en passant d'un premier état (r_1 , r_2) à un second (r_1' , r_2'). En faisant de grosses approximations il trouve que si on appelle Δ_1^∞ la variation de puissance lorsque la lentille passe de l'état 1 à l'état d'aplatissement, et $\Delta_1'^\infty$ pour l'état 2 (r_1' , r_2').

$$\Delta \text{ cherché} = \frac{\Delta_1^\infty}{\Delta_1'^\infty}$$

Malheureusement l'auteur ne donne aucun résultat expérimental à ce sujet.

E) Hypoxie :

En ce qui concerne l'hypoxie de la cornée sous l'effet du port des lentilles gel du glycolméthacrylate, nous constatons que les sujets supportent et tolèrent ces lentilles, ce qui est à notre avis leur seul avantage actuel. Mais après un test de fluoresceïne et au biomicroscope, l'on remarque des réactions épithéliales sur la cornée, bien que ces lentilles soient théoriquement perméables aux échanges de gaz et de larmes. Une question se pose :

D'où provient cette réaction cornéenne ?

Cette réaction ne peut en tout cas s'expliquer que par une perturbation du métabolisme provoqué par le phénomène d'anéorobie. HILL¹¹², en mesurant l'effet des lentilles hydrophiliques sur la respiration de la cornée à l'aide d'une méthode polarographique, après 90 sec de port, en les comparant avec les lentilles dures, n'a pas trouvé de grande différence entre les deux sortes de lentilles. Autrement dit, la privation de l'oxygène par les lentilles conventionnelles dures est la même qu'avec les lentilles souples, avec la seule différence que les premières sont mobiles sur la cornée, d'où l'échange des larmes sous la lentille. Ces travaux ont été confirmés par TAKAHASHI¹¹³ et ses collaborateurs.

On peut se demander si la perforation de ces lentilles résoudrait le problème. Pour répondre à cette question HILL et LEIGTON¹¹⁴) ont mesuré la diffusion de l'oxygène sous les micro-perforations de 25 à 75 microns répandues sur toute la surface de la lentille, d'une densité moyenne de trois perforations au millimètre carré, et sous les macroperforations de 0,6 à 1 mm au centre de la lentille ayant un diamètre de 10 mm, en employant

toujours leur méthode polarographique. D'après ces auteurs les perforations ne donnent pas une aération suffisante aux cellules cornéennes, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de distinction entre les lentilles perforées et non perforées. Dans les deux cas la cornée ne reçoit pas la quantité d'oxygène suffisante à sa respiration.

En fait, cette solution n'est pas en mesure de nous procurer des résultats positifs. D'ailleurs pourquoi perforer les lentilles si elles sont hydrophiles et perméables ?

Conclusion

I De l'étude précédente nous pouvons retenir en résumé les points suivants :

- 1°) L'existence d'un rythme nycthéméral cornéen.
- 2°) La contribution de ce rythme à la myopie nocturne.
- 3°) L'anaérobie, et non l'adaptation défectueuse, joue le rôle principal dans la déformation globale de la surface cornéenne.
- 4°) L'astigmatisme n'a pas d'effet direct sur la déformation, ce qui est dû, sans doute à la différence entre les deux méridiens principaux permettant toujours la circulation des larmes.
- 5°) L'âge, la menstruation, l'ovulation ont, par contre, un effet sur la déformation par leurs relations étroites avec le métabolisme.
- 6°) L'allure des déformations trouvées avec les lentilles dures est opposée à celle trouvée avec les lentilles souples.

II Notre seconde conclusion, est en rapport avec l'avenir des lentilles souples, qui actuellement présentent un avantage majeur, celui de la tolérance. Nous pensons que les futures recherches doivent s'orienter dans la direction suivante :

- 1°) Remonter aux conditions de polymérisation, car ce sont elles qui déterminent la grandeur des pores, et par suite elles conditionnent le degré de perméabilité de la matière.
- 2°) Rechercher un indice de réfraction indépendant du gonflement, c'est-à-dire un gel souple ayant un indice au voisinage des larmes.
- 3°) Une application de la relation trouvée par Wichterle, mais cette fois-ci entre la force exercée par les paupières et la variation du rayon de courbure, cette application nous permettra de mieux prévoir à l'avance la puissance effective de la lentille adaptée sur la cornée du sujet.

C'est un travail d'équipe qui comportera un chimiste, un physicien et un ophtalmologiste.

CINQUIEME CHAPITRE

CALCUL DE L'ABERRATION SPHERIQUE ET DE LA TACHEIMAGE RETINIENNE DE LA SURFACE CORNEENNE

L'aberration sphérique de l'oeil se traduit par le fait, qu'à des rayons lumineux issus d'un point A de l'axe optique (de révolution) et pénétrant par la pupille d'entrée à diverses hauteurs de l'axe, correspondent, après traversée du système oculaire, des rayons émergents coupant l'axe optique en un point A' d'abscisse variable, selon h. Cette variation d'abscisse et la caustique résultante, caractérisent l'aberration sphérique.

LE GRAND¹¹⁵⁾, a calculé l'aberration sphérique théorique de l'oeil en supposant que les différentes surfaces optiques de l'oeil étaient des dioptries sphériques, et en admettant que le cristallin était homogène.

La première mesure de l'aberration sphérique remonte à JURIN¹¹⁶⁾ (1738) ; suivit par YOUNG⁸⁰⁾ (1801), VOLKMANN¹¹⁷⁾ (1846), qui ont repris l'expérience première de SCHEINER.

MATHIESSEN¹¹⁸⁾ (1847), TSCHERNING¹¹⁹⁾ (1898), GULLSTRAND¹²⁰⁾ (1909), AMES et PROCTOR¹²¹⁾ (1921), ARNULF, FLAMANT et FRANCON¹²²⁾ (1941), VON BAHR¹²³⁾ (1945), YVANOFF¹⁴⁴⁾ (1953). Tous ces auteurs se sont servi des méthodes directes. Dans ces expériences, l'oeil est désaccommodé. Les résultats varient selon les auteurs et les sujets.

Mais on remarque, en règle générale, une sous-corrrection par un déplacement dans le sens négatif, lorsque la hauteur pupillaire augmente, comme l'avait supposé Gullstrand.

D'autres chercheurs ont utilisé les méthodes objectives. Une de ces premières méthodes fut la skiascopie, utilisée par JACKSON¹²⁵⁾ (1888), suivi de PI¹²⁶⁾ (1925), STINE¹²⁷⁾ (1930) et COATES¹²⁸⁾ (1940). Une autre méthode objective, est celle proposée par JENKINS¹²⁹⁾ (1963), qui consiste à utiliser un mydriase pour dilater la pupille et éviter les fluctuations constantes de l'accommodation.

On peut aussi, citer sous cette rubrique la méthode qui consiste à former sur la rétine l'image d'une source lumineuse et à utiliser cette image comme source pour étudier les aberrations de l'oeil comme celles d'un objectif photo. C'est la méthode des ombres de Foucault utilisée par ARNULET, DUPUY et FLAMANT¹³⁰⁾ (1954).

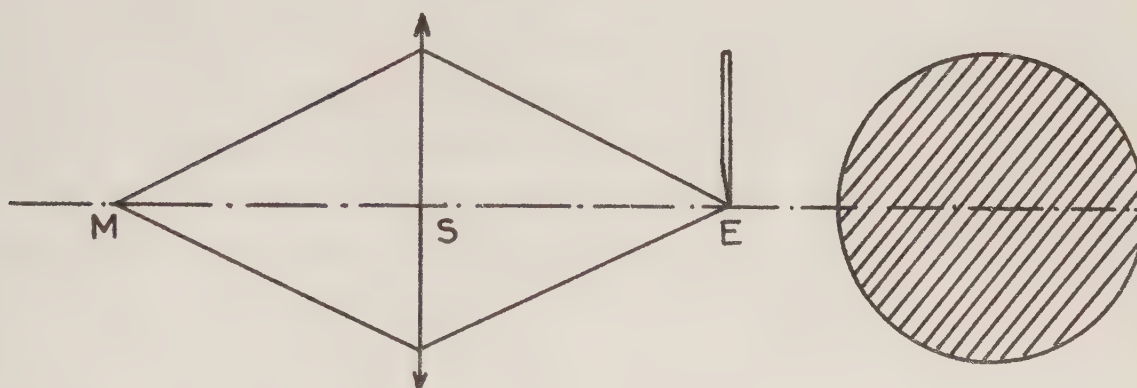
On trouvera l'exposé de ces différents travaux dans les ouvrages désormais classiques de LE GRAND, MARECHAL et FRANÇON.

1) Principe de la méthode :

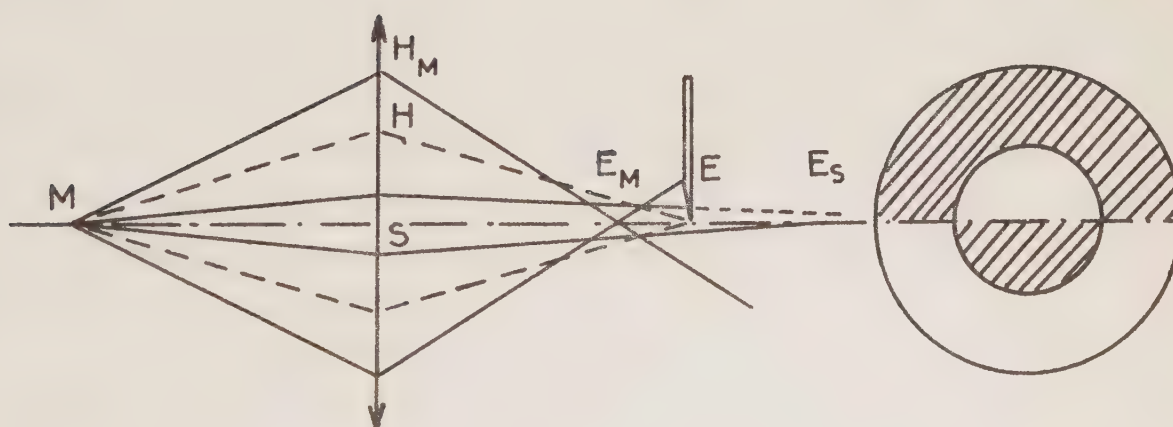
En supposant en premier lieu que l'oeil est un système optique, on obtient directement le profil tangentiel de la surface d'onde par l'analyse photométrique du solide différentiel de Foucault (fig. 77). A remarquer que dans ce cas la fente objet est relativement large, et égale ou supérieure à la plus grande déviation angulaire des rayons lumineux issus de la pupille.

L'adaption de ce principe à l'oeil présente quelques difficultés du fait que la lumière ne peut être diffusée et atteindre la rétine, qu'à la suite de divers phénomènes, tels que : les réflexions multiples, la diffraction par la cornée ou le cristallin, l'effet Tyndall des milieux troubles de l'oeil. Mais il a été montré que la diffusion de la lumière par la rétine supprime les

PRINCIPE DE LA METHODE DE FOUCAULT " CLASSIQUE "



Objectif parfait



Aberration du 3^o ordre

FIG. 77

distributions des phases dues à la lumière traversée de l'oeil, et par conséquent, les résultats ne font intervenir que la traversée de retour.

ARNULF et DUPUY, se servant de ces résultats, ont été conduits à former sur la rétine l'image d'une forte luminance et à l'utiliser comme source. Le système de l'oeil forme de cette source située sur la rétine, une image aérienne dans le plan de laquelle est placé un couteau de Foucault.

2) But de l'expérience :

L'aberration sphérique de l'oeil a un effet sur la qualité des images rétinienne. La valeur de la fonction de transfert sert de critère pour connaître la qualité de l'image fournie par l'oeil, en la comparant à celle donnée par l'instrument parfait. Elle est obtenue à partir du profil normal optimal.

Jusqu'à présent nous ne possédons aucune information sur les rôles respectifs de la surface géométrique cornéenne et celle du cristallin dans la formation de l'image rétinienne. Plus exactement, il serait intéressant de dissocier le rôle de la cornée de celui du cristallin, ainsi nous serons amené à déterminer la surface d'onde derrière la cornée.

Pour ce faire, d'une part, on détermine expérimentalement la forme de la cornée à l'aide du photokératoscope à anneaux diffusants (Cf. Chap. 2), et d'autre part on détermine, pour le même sujet, les aberrations sphériques de son oeil par la méthode de Foucault.

3) Dispositif expérimental :

Lorsqu'on ne tient compte que de l'aberration sphérique de l'oeil, les valeurs trouvées sont meilleures que celles obtenues à partir de l'étude expérimentale directe faisant intervenir la totalité des défauts de l'oeil. Le dispositif que nous allons décrire, nous permet de déterminer la surface d'onde, par calcul de la position de la meilleure image rétinienne définie par un éclairement maximum au centre de la tache image du point ; on déduit la fonction de transfert correspondante. D'ailleurs un tel dispositif a été conçu par ARNULF et DUPUY, puis modifié par BERNY¹³¹⁾, il comporte (fig. 78) :

- . Une source lumineuse (W) uniformément éclairée. Sa largeur est déterminée pour satisfaire la condition $a \geq |t|$ et afin que les mesures soient faites en vision fovéale.
 - . Un test (P) sert de fixation pour le sujet. La valeur de la luminance a été, choisie dans le domaine mésopique, afin d'atténuer la fatigue du sujet, lors de la fixation et de permettre la dilatation de sa pupille. L'image du test se forme par l'intermédiaire de la lame transparente L' , dans le plan de la fente objet.
 - . Le couteau de Foucault est placé en E , un point quelconque donné par la caustique de l'image formée par l'oeil. Sa position longitudinale est fixe.
 - . Un objectif photo est placé dans le plan image, afin d'enregistrer l'image de la pupille de l'oeil Foucaulté et ses variations d'éclairement, pour différentes accommodations.
- A noter que trois modifications caractérisent ce montage par

[Faint, illegible text at the top of the page, possibly a header or introductory paragraph.]

[Faint, illegible text in the middle section, appearing as several lines of a letter or document.]

[Faint, illegible text at the bottom of the page, possibly a signature or footer.]

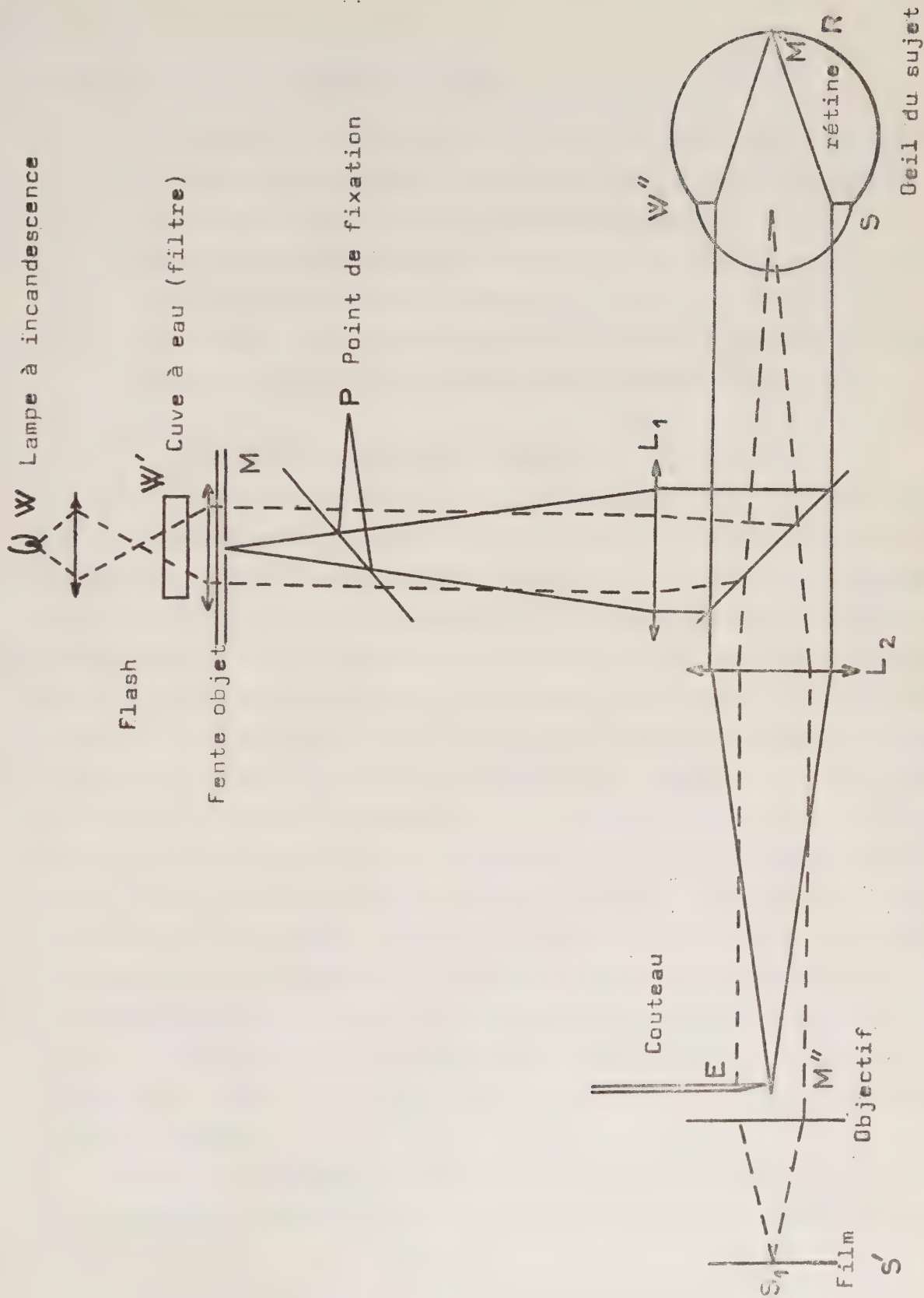


FIG. 78

rapport à celui d'ARNULF et DUPUY :

- .. L'utilisation d'une fente large, permettant l'obtention d'une relation entre les éclairements dans l'image de la pupille et les aberrations transversales.
- .. Les photographies de la pupille sont faites en un point de la caustique de l'image.
- .. Le profil tangentiel est alors obtenu à partir d'une seule photographie de la pupille dite "Foucaultée".

4) Déroulement de l'expérience :

Le sujet accomode sur le test de fixation (P) (R ou M' étant l'image de M formée sur la rétine et reprise par le système optique de l'oeil). Les lentilles L_1 et L_2 ont les mêmes puissances et sont interchangeable. Ce qui permet d'une part la réalisation de différents états d'accommodations, et d'autre part permet au faisceau émergent de l'oeil, traversant la lame transparente L (incliné à 45°) de former une image réelle entachée d'aberration en E. Dans ces conditions quelle que soit l'accommodation du sujet, l'image de M' se forme toujours en E. A noter, que les taux de transmission et de réflexion des lames L et L' sont définis selon leurs positions et les exigences des conditions expérimentales. Quant aux conditions de l'éclairage, celles-ci ont été déterminées afin d'obtenir des clichés dont les noircissements conviennent aux mesures microphotométriques, ainsi que la prévention d'une contraction pupillaire au cours des prises des photos. Ainsi, le choix s'est fixé sur un éclair électronique bref et intense.

Notons au passage, que le sujet est immobilisé, en mordant une empreinte dentaire, afin que la pupille de l'oeil et l'image

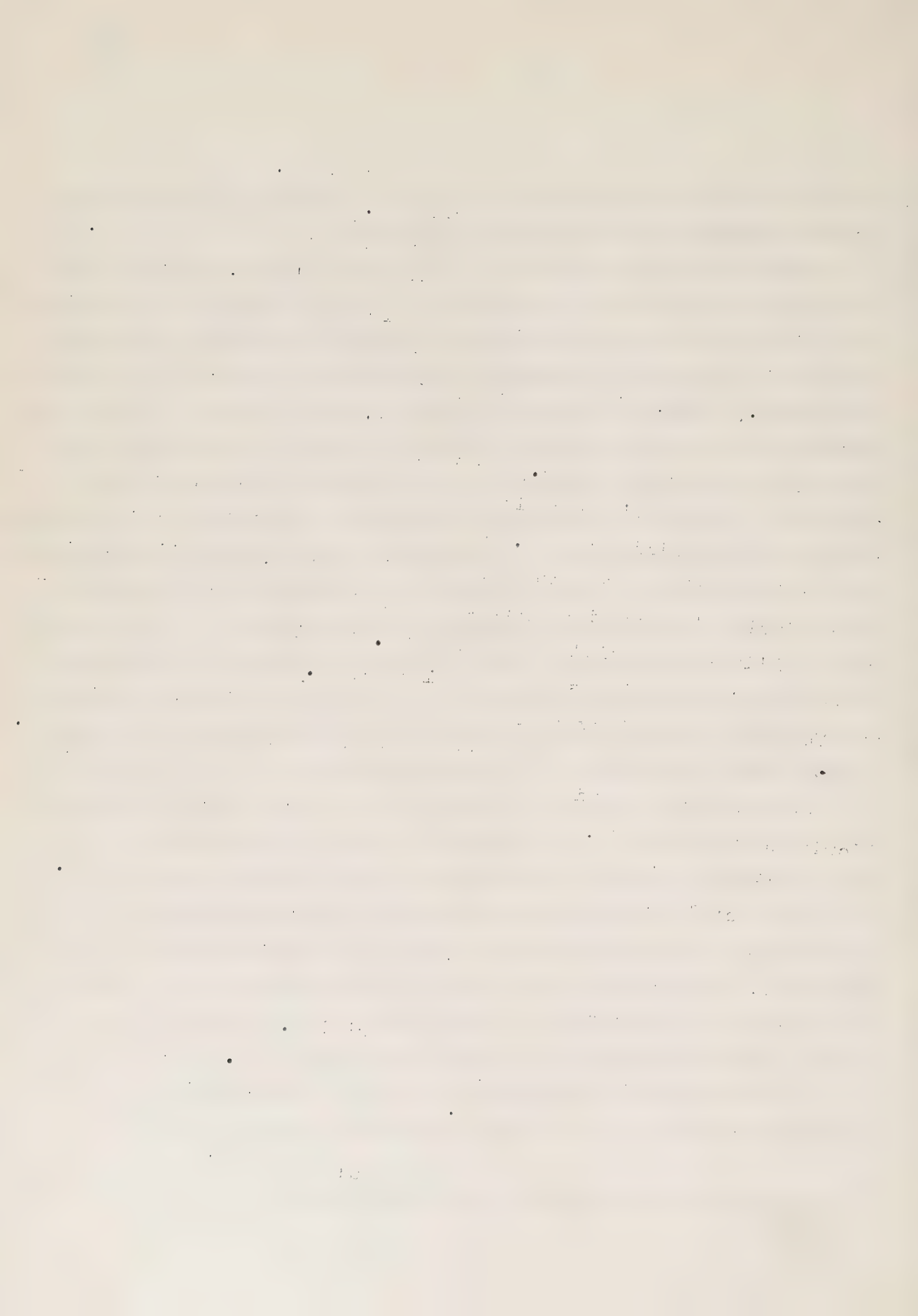
de la fente objet formée dans le plan du couteau, restent dans la même position au cours des expériences.

Notre sujet est myope de 2 dioptries, accommodant de 1 dt. Le point objet est pris à 365 mm en avant de l'oeil. Il correspond à la position paraxiale calculée à partir des valeurs expérimentales de l'aberration sphérique transversale mesurée par la méthode de Foucault. Ainsi, l'objet est situé sur la rétine ; l'image est formée dans l'espace situé en avant de l'oeil et on étudie les aberrations dans cet espace. Sur le tableau 19 on montre les résultats* donnant l'aberration sphérique transversale t en fonction du rayon pupillaire y , rapportée à la position de référence $SE = 296$ mm (où S est le sommet de la cornée, E l'image) ; on en déduit l'aberration sphérique longitudinale l et la position de l'image paraxiale $SP = 365$ mm. La figure 79 représente la courbe d'aberration sphérique $l = f(y)$. Le système optique de l'oeil étant supposé avoir la symétrie de révolution, on trace du même côté les points l correspondants à $y > 0$ et $y < 0$.

On détermine ensuite la forme de la cornée selon le procédé décrit au chapitre 2. Le tableau 20 donne l'asphéricité θ qui représente l'écart expérimental entre le cercle osculateur au sommet et la cornée pour différents rayons pupillaires y . On ne donne que les mesures effectuées selon l'axe horizontal nasalo-temporal, ce qui suffit pour faire la comparaison entre les résultats obtenus en étudiant la cornée seule et ceux obtenus avec l'oeil total réalisés pour ce même méridien.

On prend comme sens positif pour OX (fig. 80), le sens de la lumière entrant dans l'oeil. Selon les écarts d'asphéricités

* Les résultats correspondent aux résultats de l'oeil de Mme Berny.



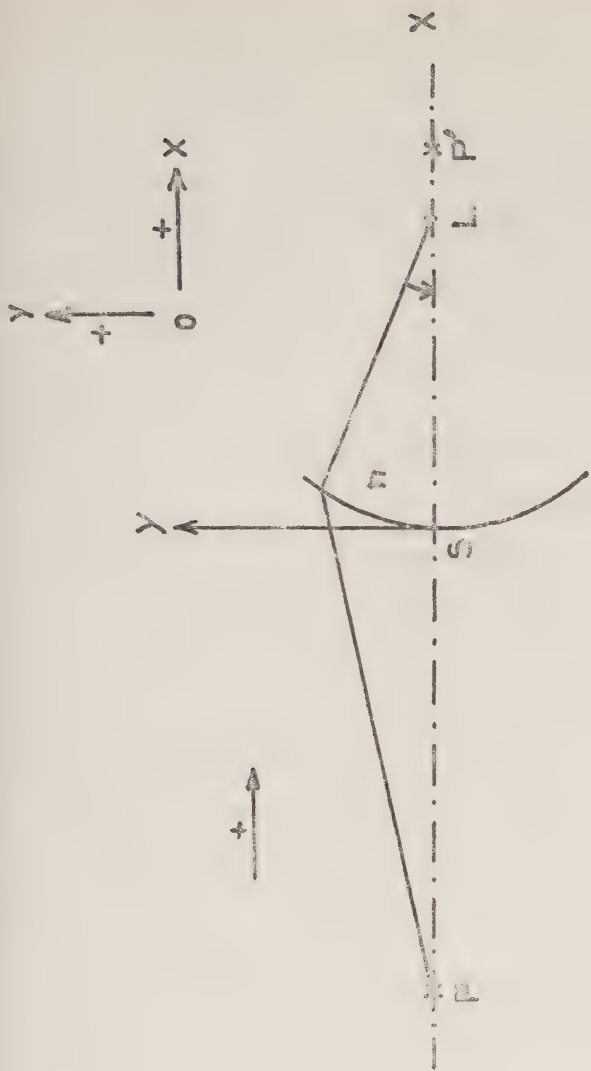


FIG. 80

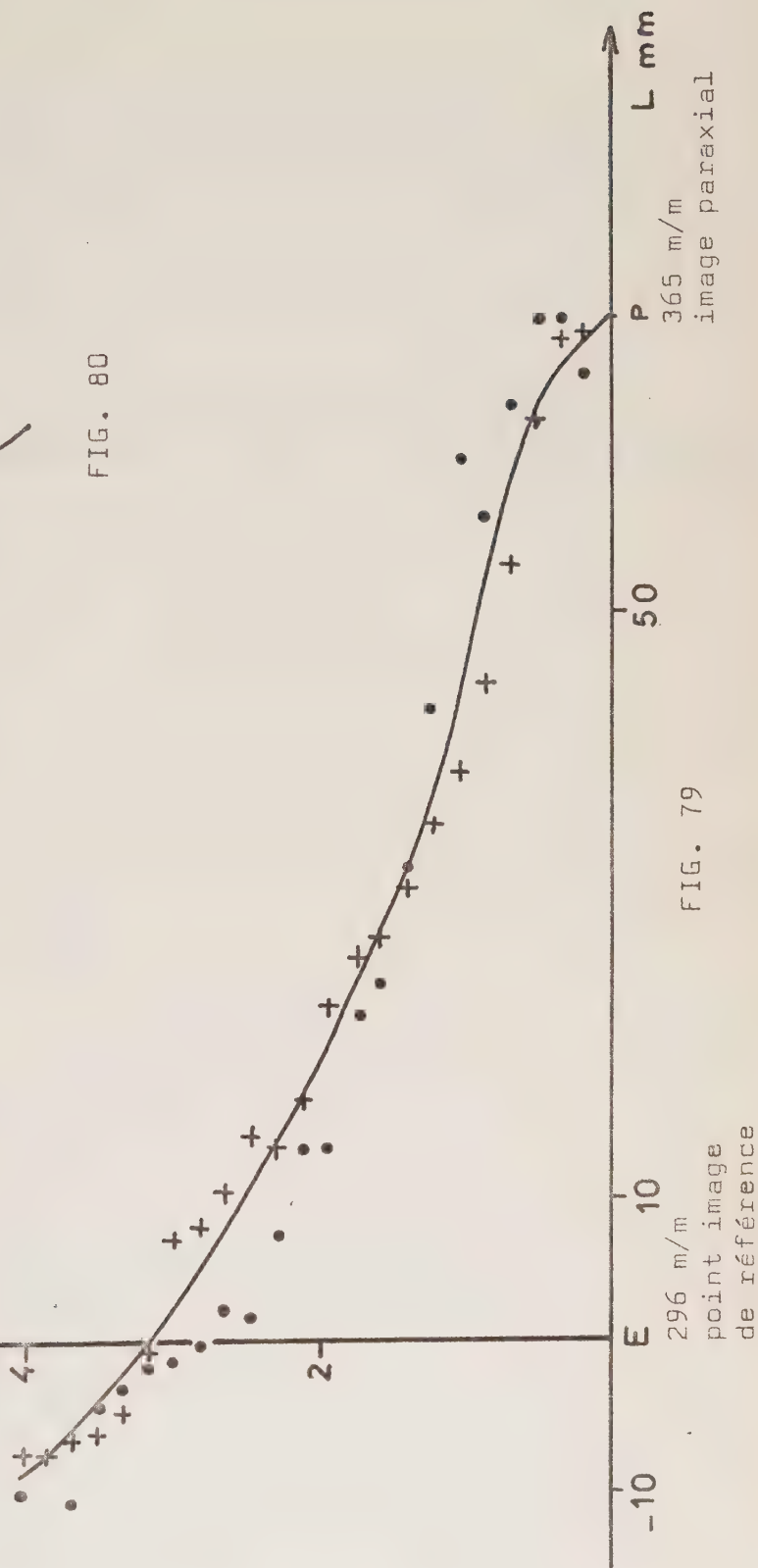


FIG. 79

entre le cercle osculateur et le méridien horizontal mesuré, on remarque que la cornée (pour ce méridien) peut être assimilée à une ellipse d'équation :

$$Y^2 - 2RX + AX^2 = 0 \quad \text{-----1}$$

où

R est le rayon du cercle osculateur au sommet.

A est le paramètre de la conique, qui peut être calculée en résolvant le système

$$\begin{cases} Y^2 - 2RX_2 + AX_2^2 = 0 & \text{ellipse} \\ Y^2 - 2RX_1 + X_1^2 = 0 & \text{cercle osculateur} \end{cases} \quad \text{-----2}$$

soit encore

$$\begin{cases} Y^2 - 2RX_1 + X_1^2 = 0 \\ 2R(X_2 - X_1) + X_1^2 - AX_2^2 = 0 \end{cases}$$

on obtient

$$\begin{aligned} X_1 &= R - \sqrt{R^2 - Y^2} \\ X_2 &= X_1 + A \end{aligned}$$

d'où

$$K = \frac{X_1^2 + 2R^A}{X_2^2}$$

Le tableau 20 donne les diverses valeurs X_1 , X_2 et A obtenues à partir des résultats expérimentaux ainsi que la valeur moyenne A adoptée $A = 1,16$.

Le tableau 21 montre pour quelques valeurs de y , les positions respectives du cercle et de l'ellipse, soit X_1 et X_2 ainsi que l'asphéricité $A = X_2 - X_1$, calculées à partir de $A = 1,16$. La figure 81 représente l'écart A en fonction du rayon pupillaire y .

5) Aberration sphérique et surface d'onde de la cornée :

Le calcul de l'aberration sphérique transversale a été réalisé sur une machine Bull-général electric de type CAB 500 . Les données suivantes ont été introduites :

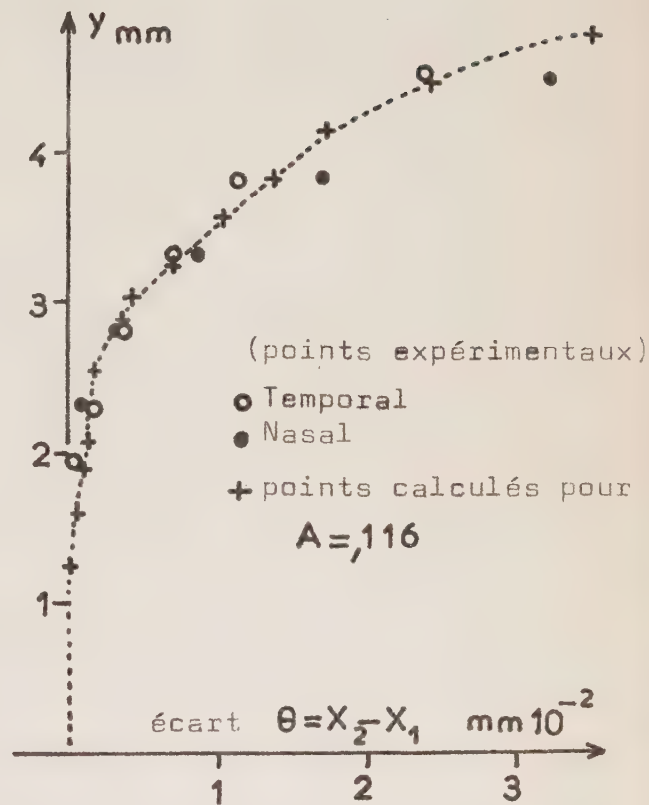
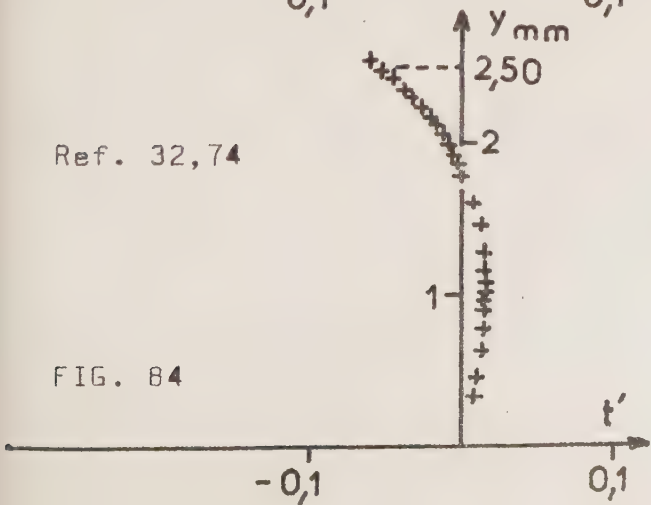
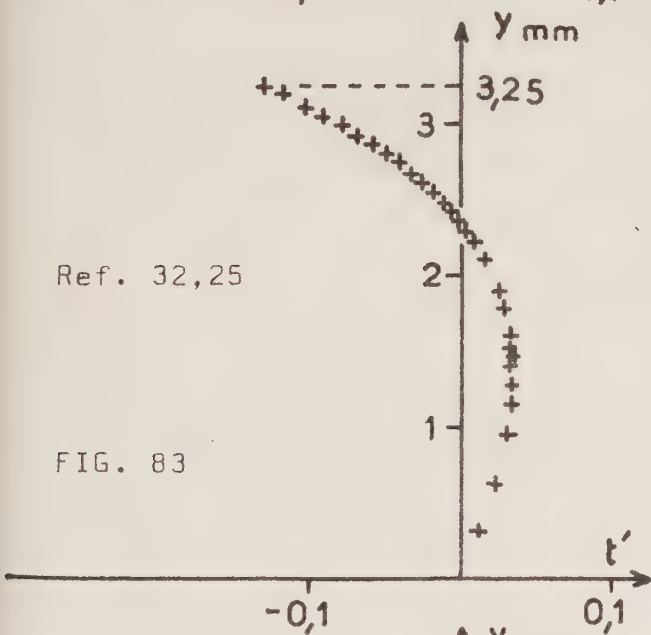
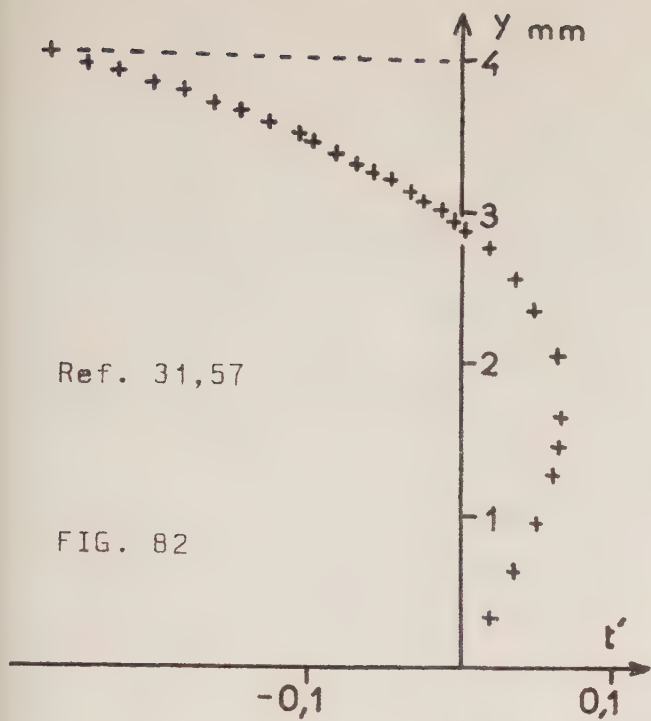
$n = 1,336$	indice de la cornée simplifiée
$R = 7,88 \text{ mm}$	rayon de courbure au sommet
$A = 1,16$	
$SP = -365$	

La position de l'image paraxiale P' est telle que $SP' = 33,48381$ (fig. 80). L'aberration sphérique rapportée à cette position paraxiale est très importante. Comme elle est du 3e ordre, on a été amené à rechercher un défaut de mise au point

$\eta = P'P''$ tel que Δ'_0 soit nul au bord de la pupille. Δ'_0 est l'écart entre la surface d'onde réelle et la sphère de référence optimum centrée en P'' . Cette meilleure mise au point P' est obtenue pour la valeur minimale $\overline{\Delta'_0}^2$ de l'écart quadratique moyen qui correspond à la position P'' située au milieu du segment d'aberration sphérique longitudinale soit $P'P'' = \frac{P'I}{2}$. Nous rappelons que cette condition n'est valable que si les aberrations sont faibles (MARECHAL et FRANÇON)¹³²⁾.

Le tableau 22 donne pour quelques valeurs de y les valeurs t et l correspondantes ainsi que les positions P'' des plans de référence par rapport aux quels il faut calculer l'aberration sphérique transversale pour divers rayons pupillaires afin d'avoir Δ'_0 .

Le résultat des calculs d'aberration sphérique transversale $t' = f(y)$ est présenté dans le tableau 23 . Les figures 82 à 84



donne les courbes $t' = f(y)$ rapportées aux valeurs SP'' suivantes :

31,57 32,25 32,74 mm

pour les y maximums (y_m) suivants :

4,02 3,25 2,55 mm.

Si Δ est l'écart normal entre l'onde de référence centrée en P'' et l'onde réelle, la relation entre Δ et t' est donnée par la relation suivante :

$$\frac{\Delta}{\lambda} = - \frac{1}{\lambda (SP'')} \int_0^{y_m} t' dy \quad \text{-----4)}$$

Pratiquement on calcule Δ par intégration graphique en divisant l'intervalle $0, y_m$ en n parties, soit :

$$\frac{\Delta}{\lambda} = - \frac{1}{\lambda (SP'')} \sum_{i=1}^n \frac{y_i - y_{i-1}}{2} (t'_i - t'_{i-1}) \quad \text{--5)}$$

Les résultats donnant Δ/λ pour 3 rayons pupillaires maxima y_m sont indiqués dans le tableau 23. On constate que les aberrations dues à la cornée intervenant seule sont extrêmement importantes dès que le diamètre pupillaire devient supérieur à 6 mm. On ne fera le calcul de la distribution des éléments dans la tache image, que si la variation de chemin optique $n \Delta = \Delta'$ ne dépasse pas 3λ

Les figures 85, 86 représentent les courbes $\frac{\Delta'}{\lambda} = f(y)$ pour $y_m = 3,25$ mm et 2,5 mm. Le tableau 24 représente les valeurs numériques des données des figures précédentes. En fait, la courbe $\frac{n \Delta}{\lambda}$ ne représente pas tout à fait le profil optimal. Pour l'obtenir, nous appliquons sur ce profil une correctrice parabolique

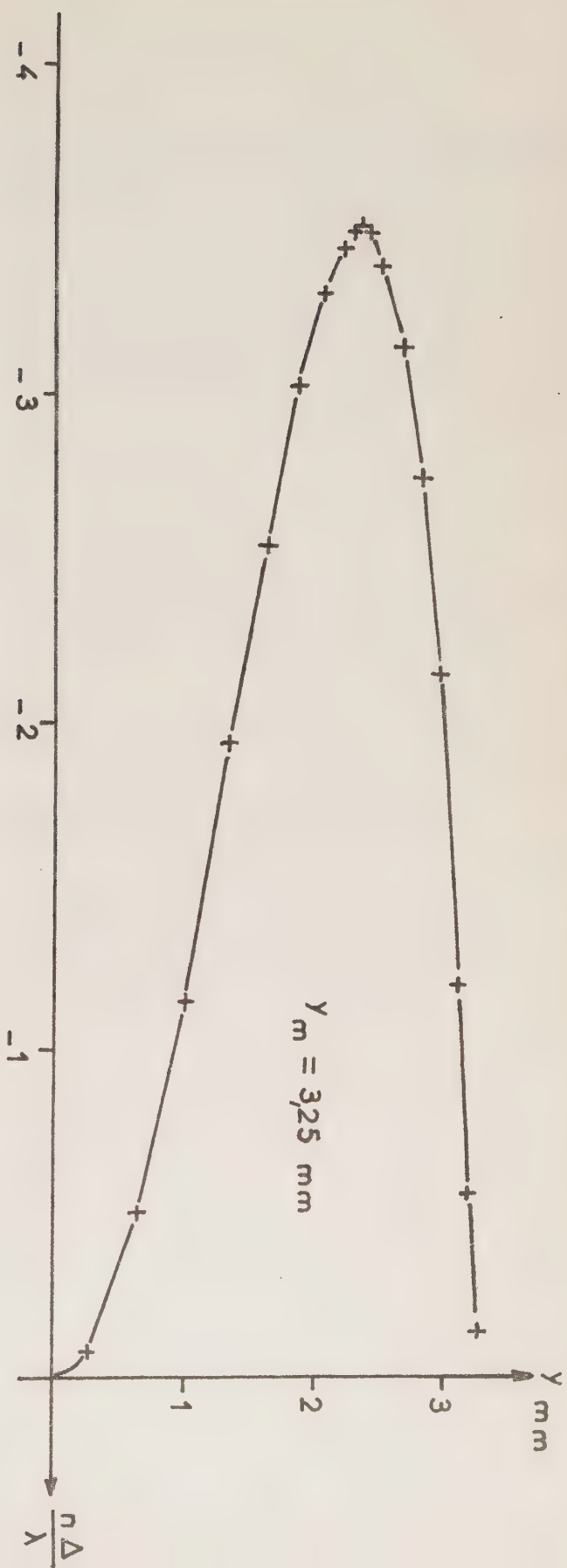


FIG. 85

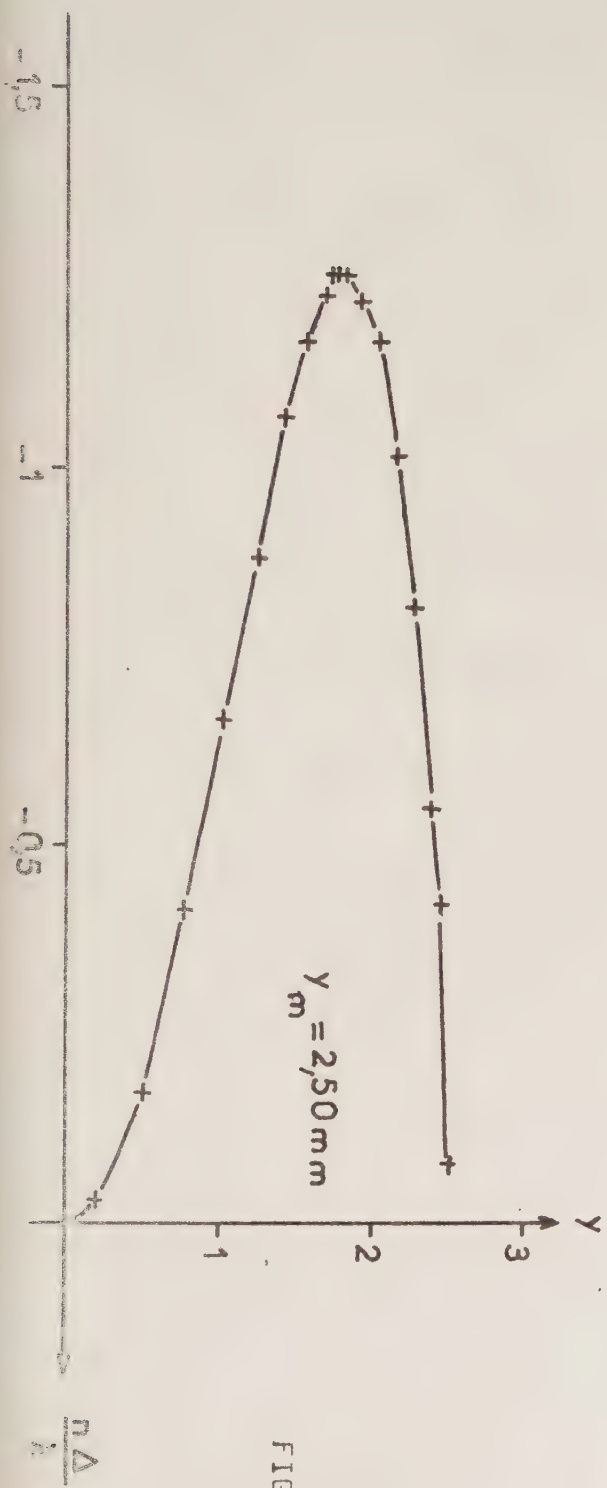


FIG. 86

dont le paramètre B est choisi de façon que la distribution des éclairéments au centre de la tache image soit maximale.

Le profil normal optimal Δ'_0 est tel que :

$$\frac{\Delta'_0}{\lambda} = \frac{n\Delta_0}{\lambda} = \frac{n\Delta}{\lambda} + \frac{ne}{\lambda} \cdot \frac{y^2}{2(SP'')^2} = \frac{n\Delta}{\lambda} - B \frac{y^2}{y_m^2} \quad \text{-----6)}$$

d'où

$$e = - \frac{\lambda}{n} (SP'')^2 \frac{B}{y_m^2}$$

$e = P''P'_0$ = déplacement longitudinal du centre de la sphère de référence

$\lambda = 0,0006 \text{ mm}$ = longueur d'onde

6) Image du point lumineux donnée par la cornée :

Par hypothèse le système optique de l'oeil est supposé de révolution. La répartition des amplitudes complexes sur une sphère de référence limitée au contour de la pupille est donnée à un coefficient près par :

$$e^{j \frac{2\pi n}{\lambda} \Delta(y)} = e^{j k \Delta(y)} = F(y)$$

La distribution correspondante F des amplitudes dans la tache image d'un point est donnée par :

$$F(r) = \pi \int_0^{y_m} F(y) J_0 \left(\frac{kry}{SP''} \right) y dy \quad \text{-----7)}$$

r étant la distance comptée à partir du cercle P'' de la tache de diffraction.

Si on pose

$$H = \frac{y}{y_m} ; \quad X = H^2 ; \quad z = \frac{2 \pi r y_m n}{\lambda (SP'')}$$

on obtient

$$\begin{aligned} \xi(z) &= \pi y_m^2 \int_0^1 F(X) J_0(z \sqrt{X}) dX \\ &= \pi y_m^2 \left[\epsilon(z) + j \Gamma(z) \right] \text{-----8)} \end{aligned}$$

d'où

$$g(z) = \xi \xi^* = \pi^2 y_m^4 (\epsilon^2 + \Gamma^2) \text{-----9)}$$

avec

$$\begin{cases} \epsilon(z) = \int_0^1 J_0(z \sqrt{X}) \cos k\Delta(X) dX \\ \Gamma(z) = \int_0^1 J_0(z \sqrt{X}) \sin k\Delta(X) dX \end{cases}$$

on pose

$$z \sqrt{X} = Z = \frac{2 \pi n r y}{\lambda (SP'')}$$

$J_0(Z)$ est la fonction de Bessel d'ordre 0 donnée dans les tables. Le calcul est effectué pour Δ'_0 auquel correspond la position de la meilleure image P'_0 pour différents diamètres pupillaires $2 y_m$. On étudie le rapport entre la distribution des éclairissements au centre $g_0(Z)$ pour un instrument parfait et la distribution $g(Z)$ pour la cornée, soit

$$I = \frac{g}{g_0} = \epsilon^2(Z) + \Gamma^2(Z) \text{ -----10)}$$

Le calcul numérique des intégrales ϵ et Γ est effectué par la méthode de Gauss¹³³⁾. Dans le cas où les aberrations ne sont pas importantes, c'est-à-dire, tant que $y_m \leq 2 \text{ mm}$ nous prendrons 18 points sur les profils de surface d'onde $n\Delta/\lambda$. Au-delà, nous prendrons 64 points sur les profils.

7) Profil normal optimal et meilleure image :

Les valeurs $n\Delta_0/\lambda$ du profil normal optimal sont présentées dans les tableaux 25, 26, pour les rayons y_m suivants :

1 ; 1,25 ; 1,50 ; 1,75 ; 2 ; 2,25 ; 2,50 ; 2,75 ; 3,0 et 3,25 mm.

Les tableaux 27,28 donnent les distributions correspondantes des éclairissements dans le plan de la meilleure image due à la cornée. Nous comparons ces résultats à ceux que nous avons obtenus pour l'oeil total du même sujet et la même accommodation, en calculant à partir de la méthode de Foucault-Philbert la forme de la surface d'onde et la qualité de l'image rétinienne. Sur les figures de 87 à 106, les courbes représentent $\Delta'_0/\lambda = f(y)$ et

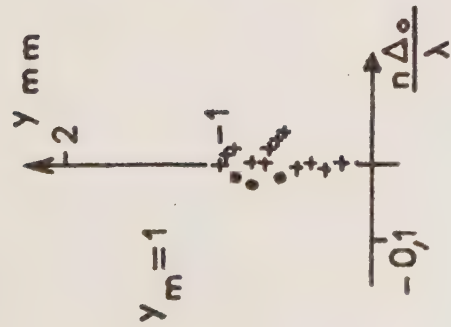


FIG. 87

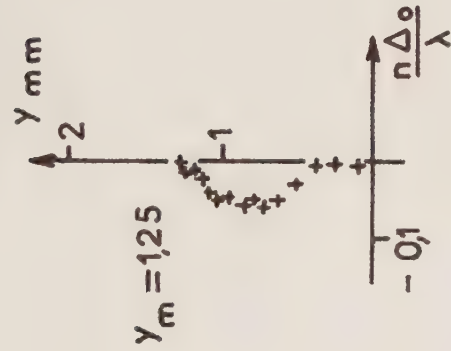


FIG. 88

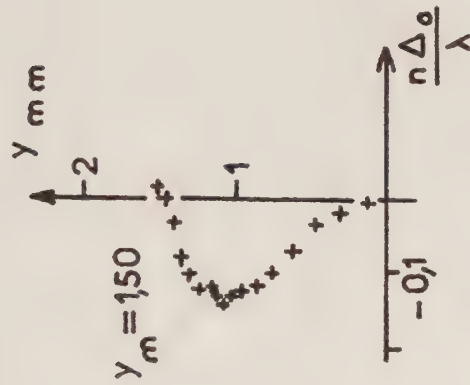


FIG. 89

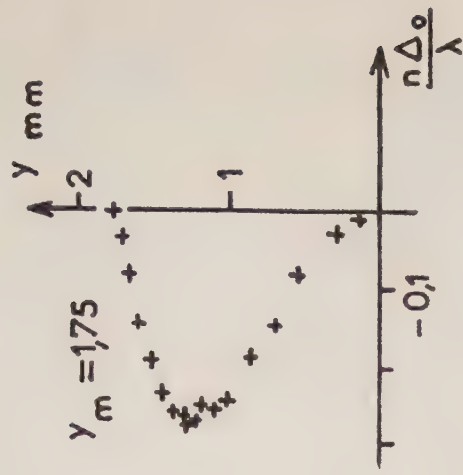


FIG. 90

• Oeil complet
+ Cornée seule

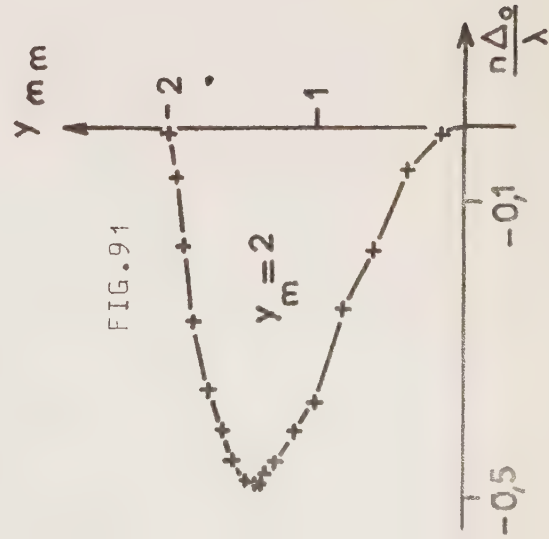


FIG. 91

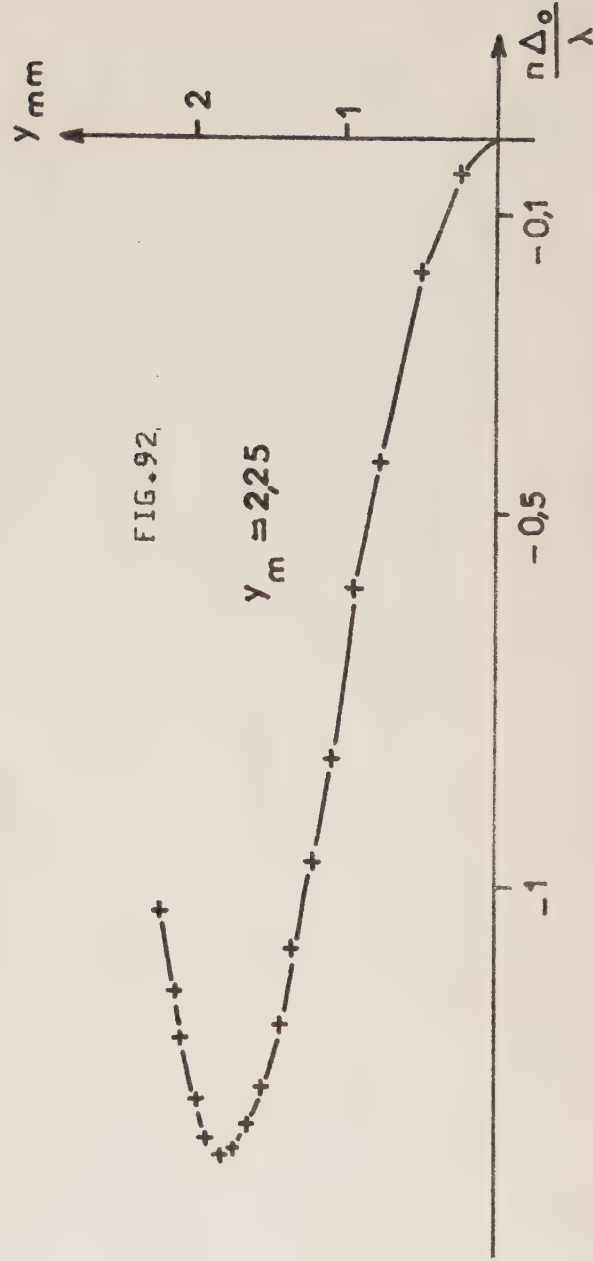


FIG. 92

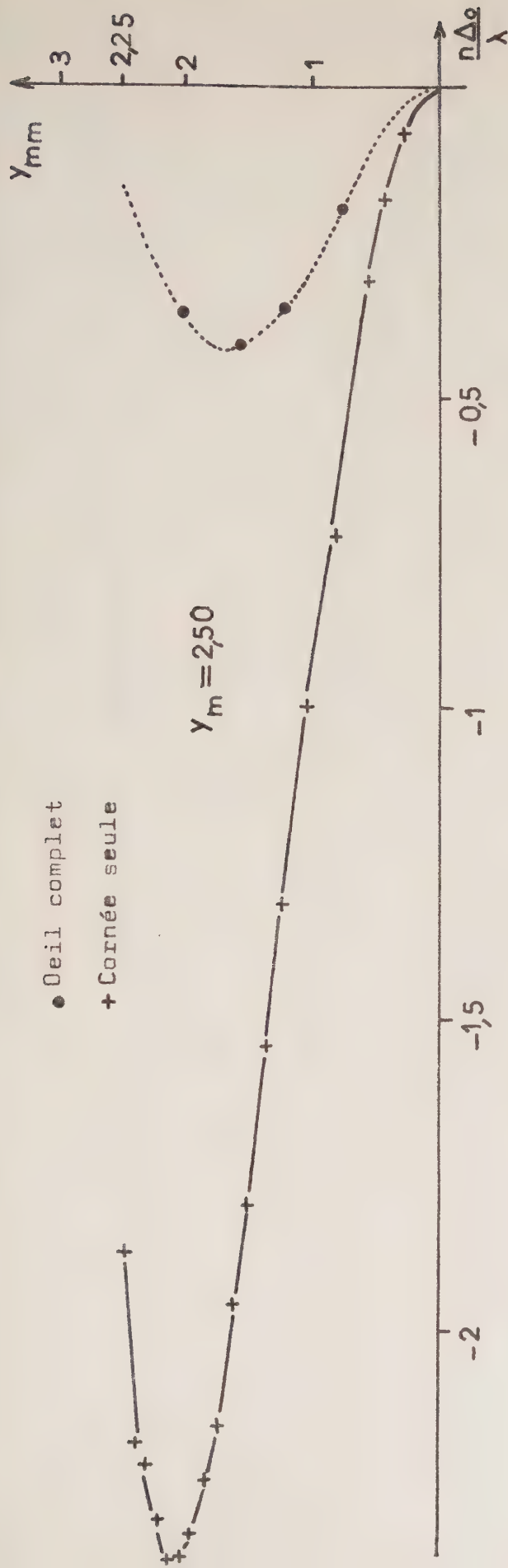


FIG. 93

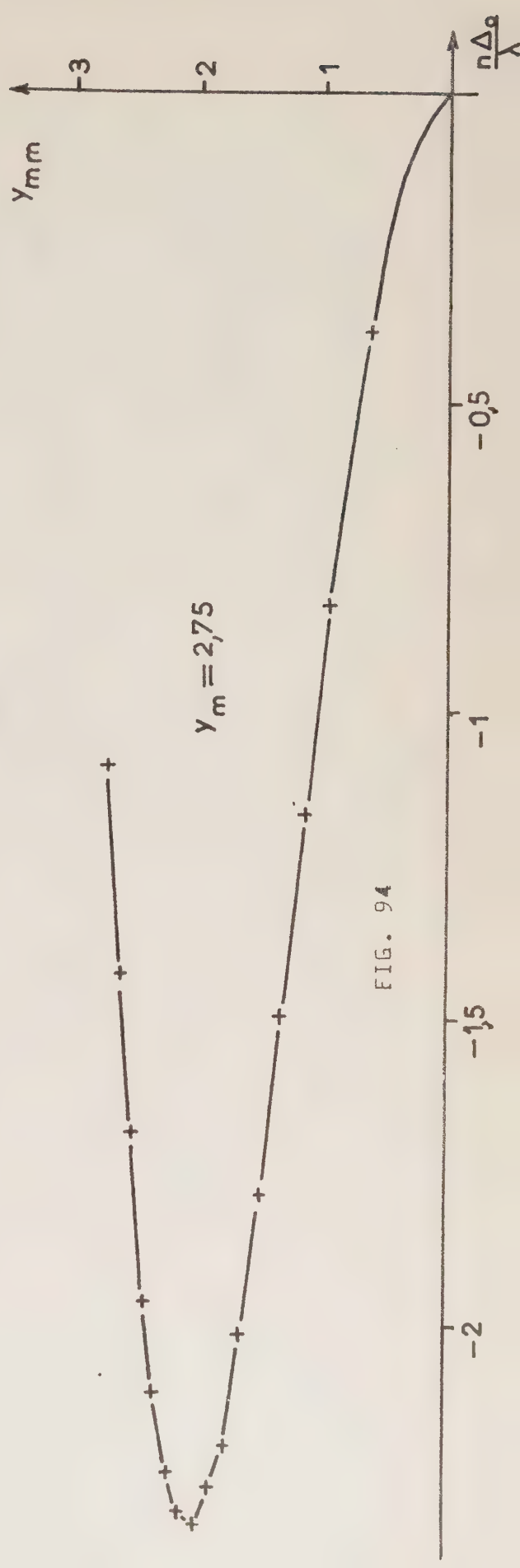


FIG. 94

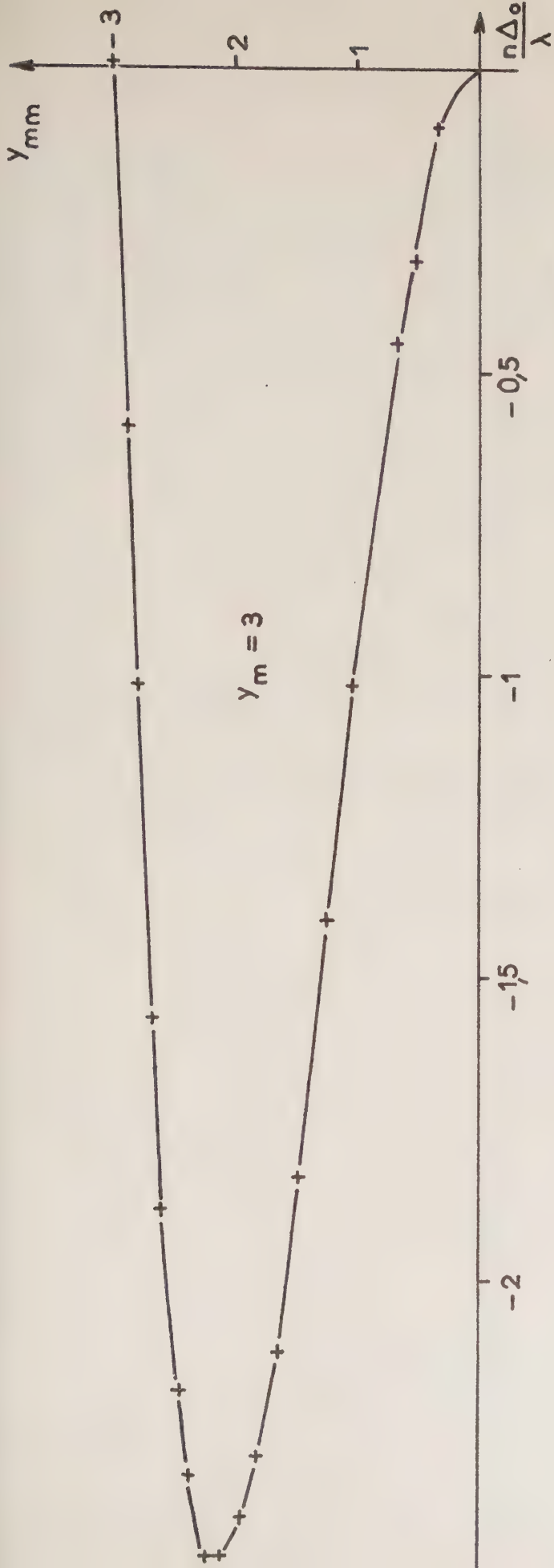


FIG. 95

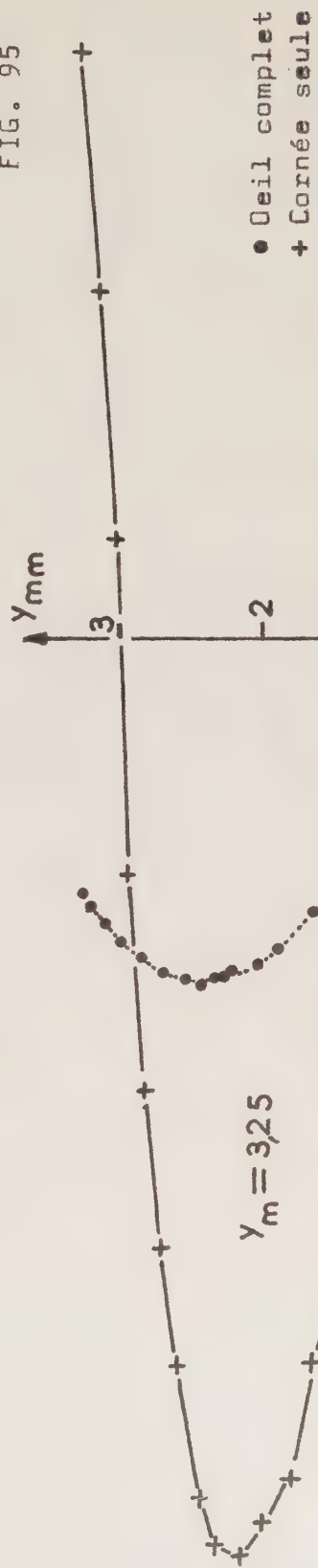


FIG. 96

FIG. 97

$y_m = 1 \text{ m/m}$

- AIRY
- œil complet
- + cornée

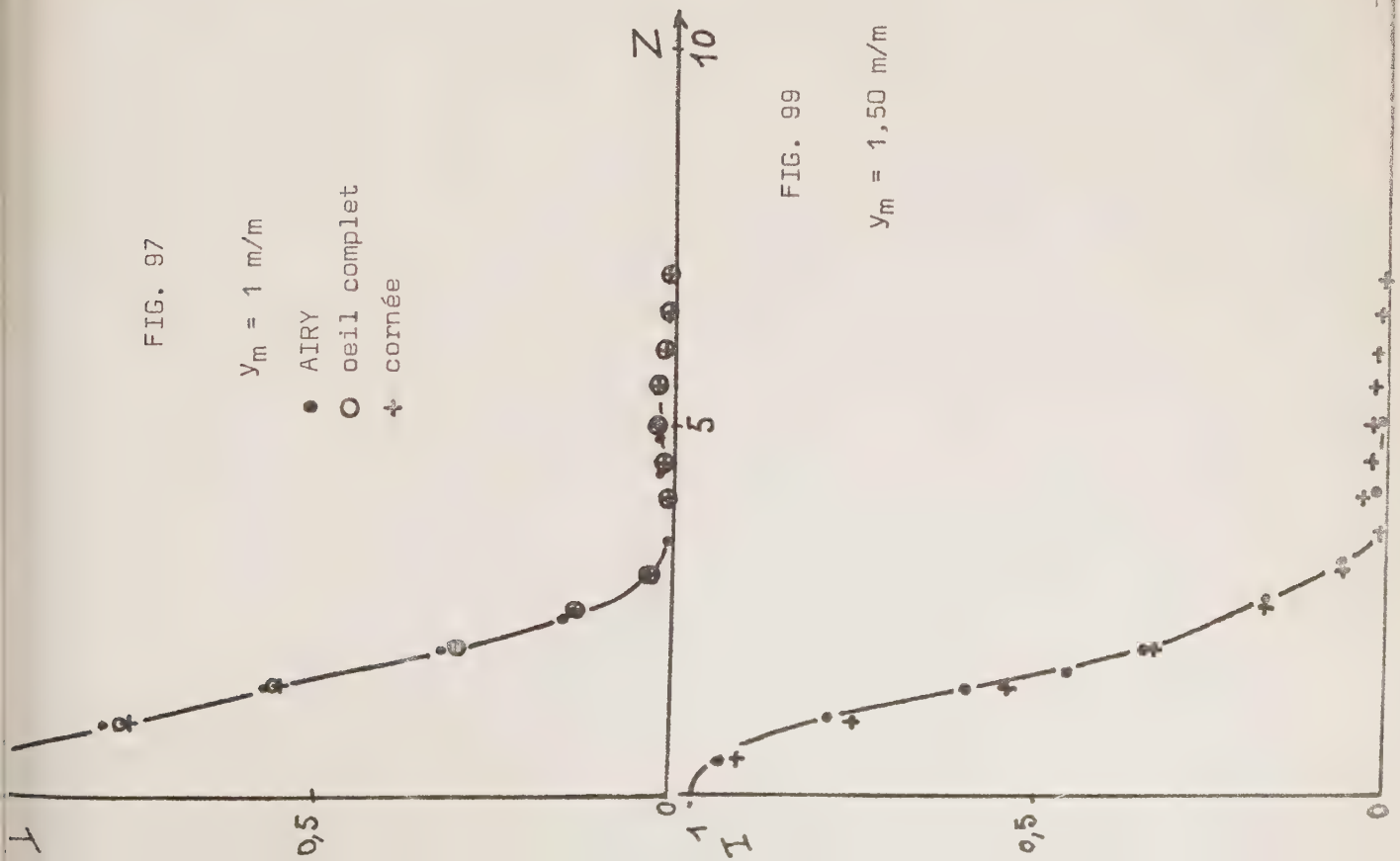


FIG. 98

$y_m = 1,25 \text{ m/m}$

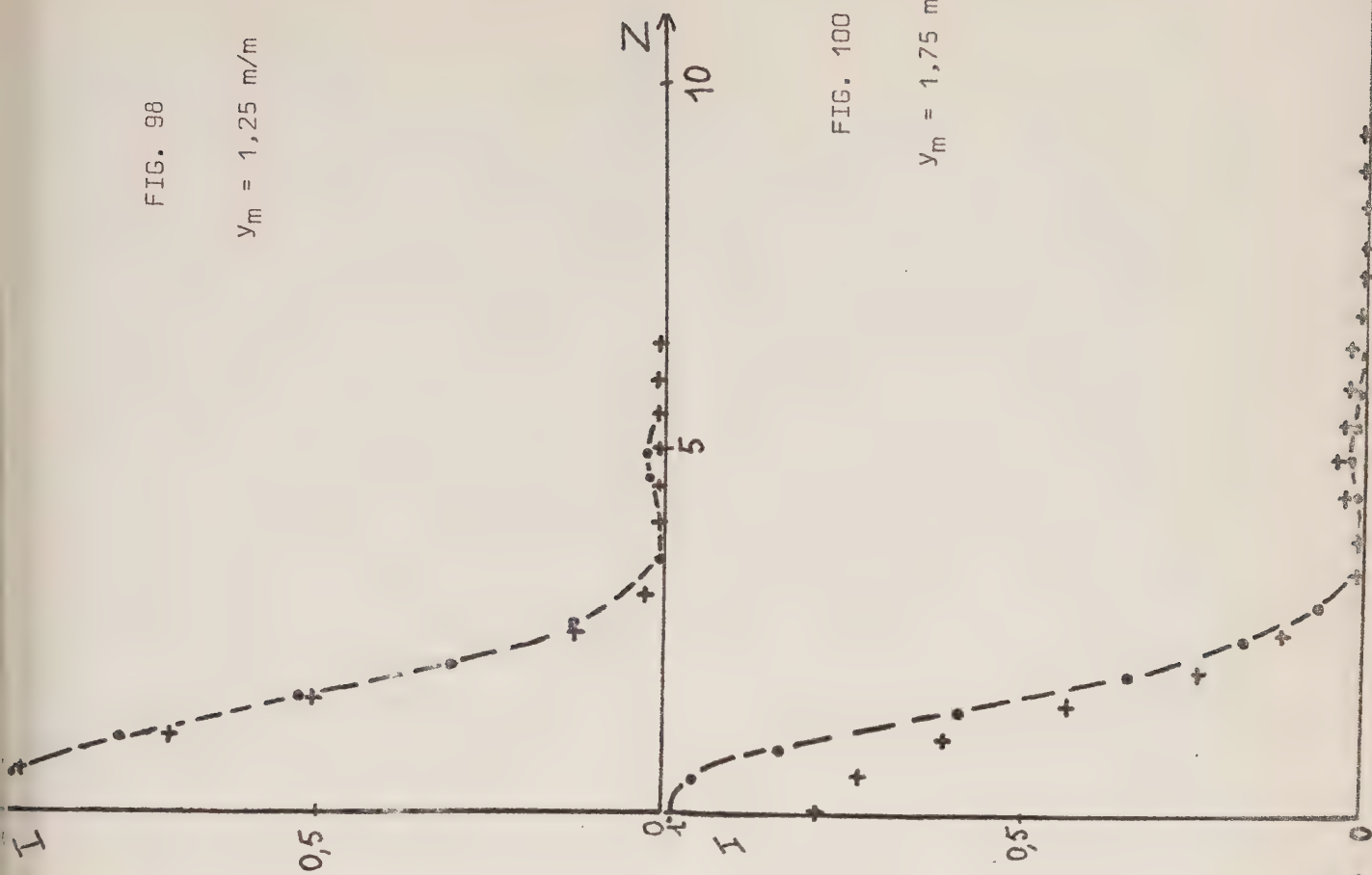


FIG. 99

$y_m = 1,50 \text{ m/m}$

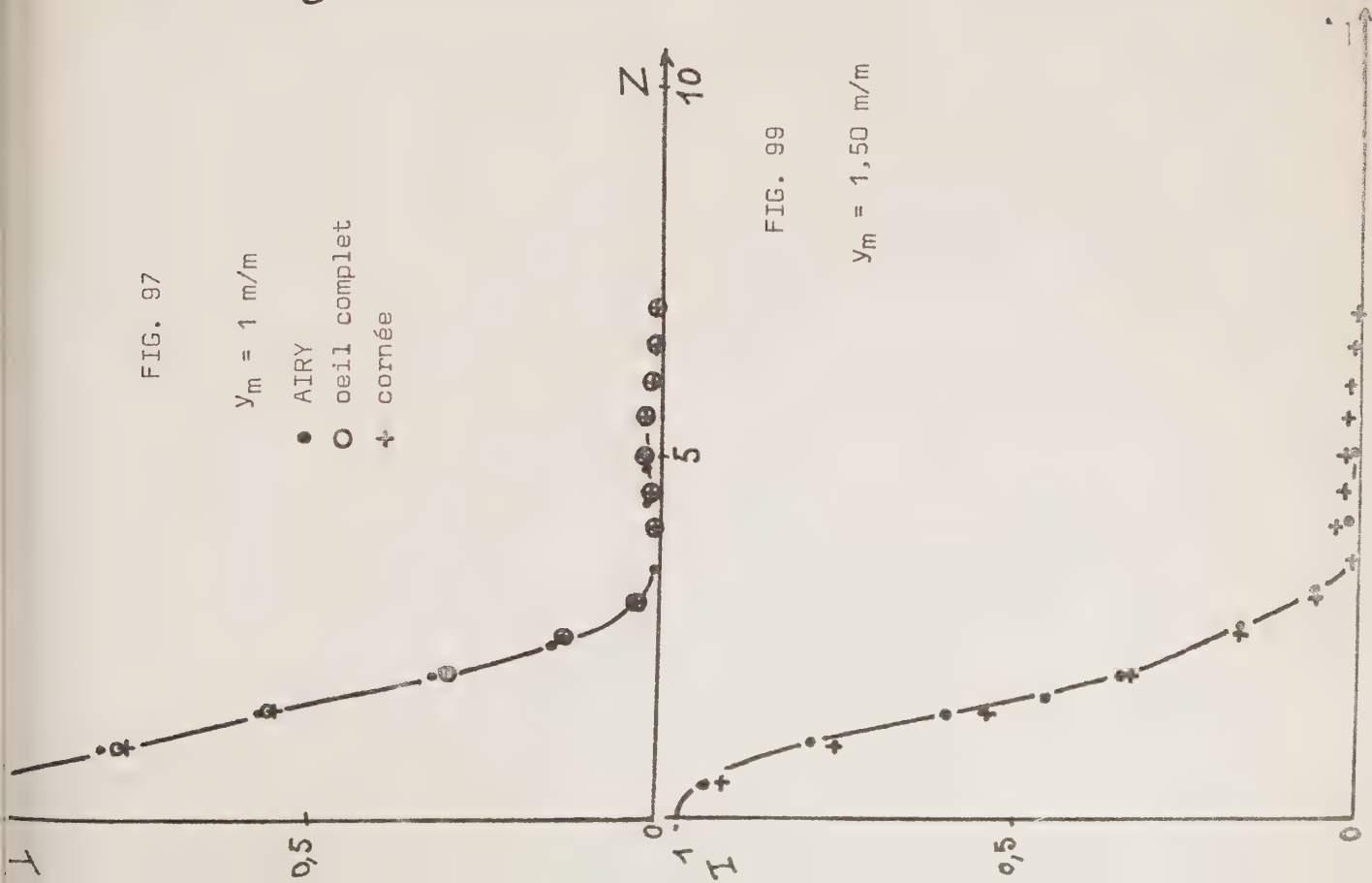


FIG. 100

$y_m = 1,75 \text{ m/m}$

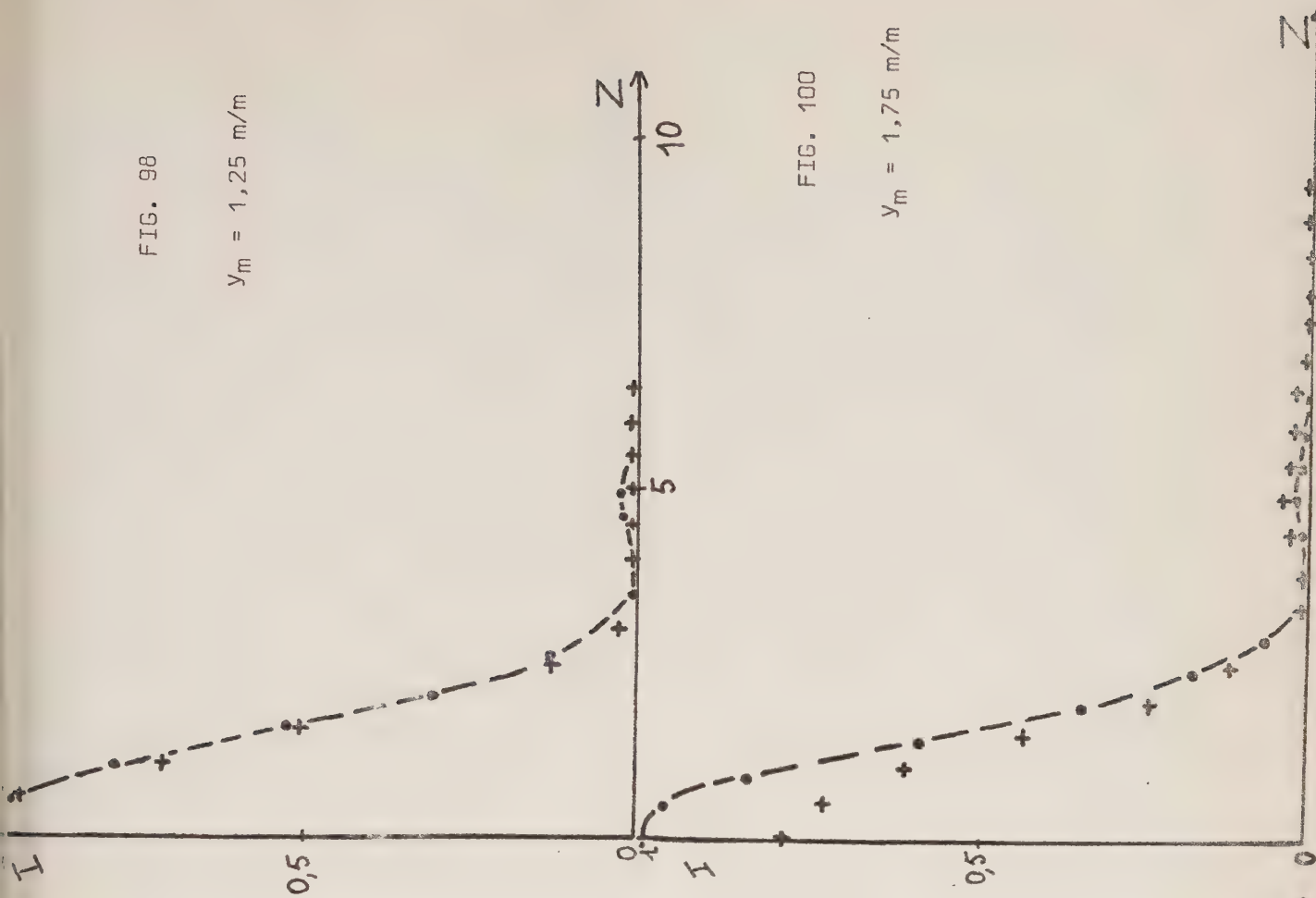


FIG. 101

$y_m = 2,0 \text{ m/m}$

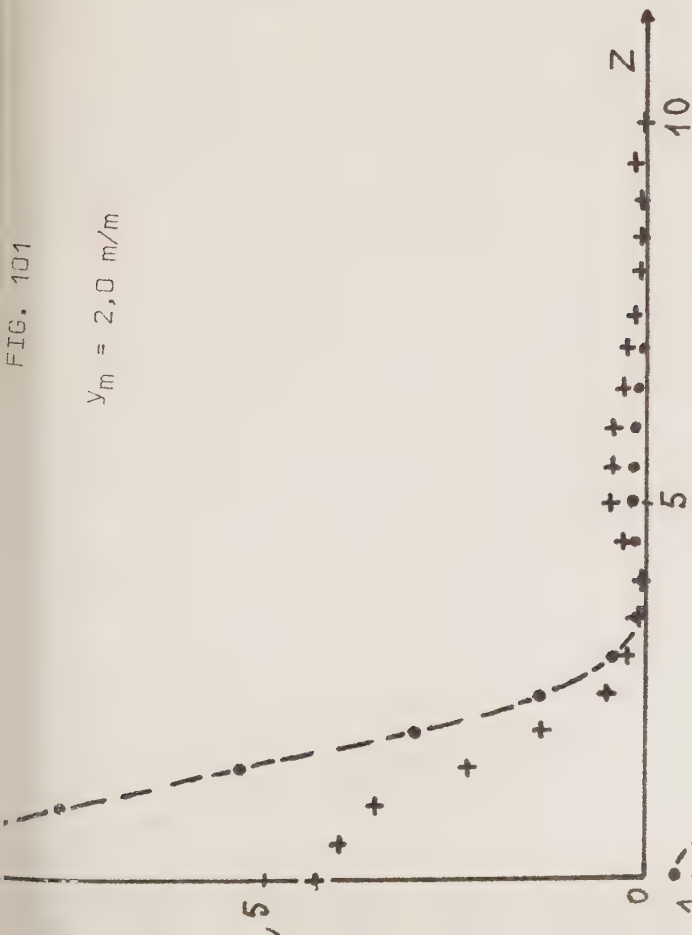


FIG. 103

$y_m = 2,50 \text{ m/m}$

○ beil complet
+ cornée seule

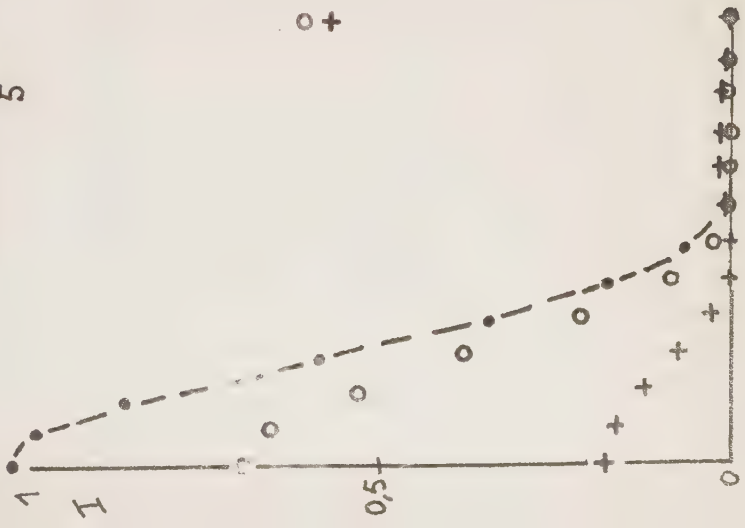


FIG. 104

$y_m = 2,75 \text{ m/m}$

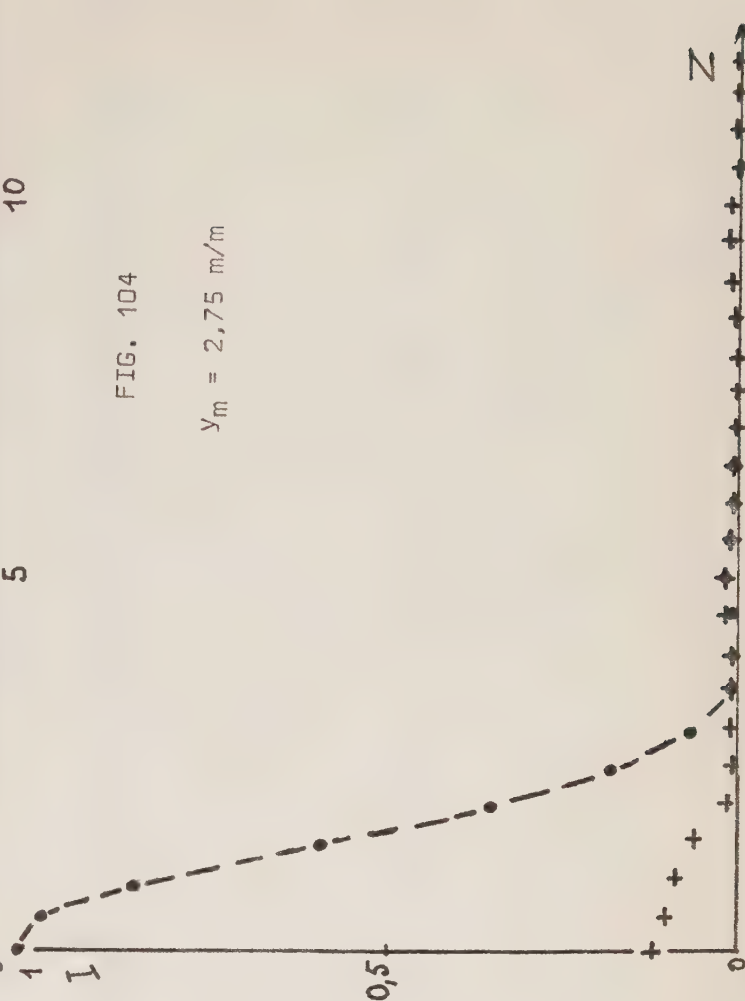
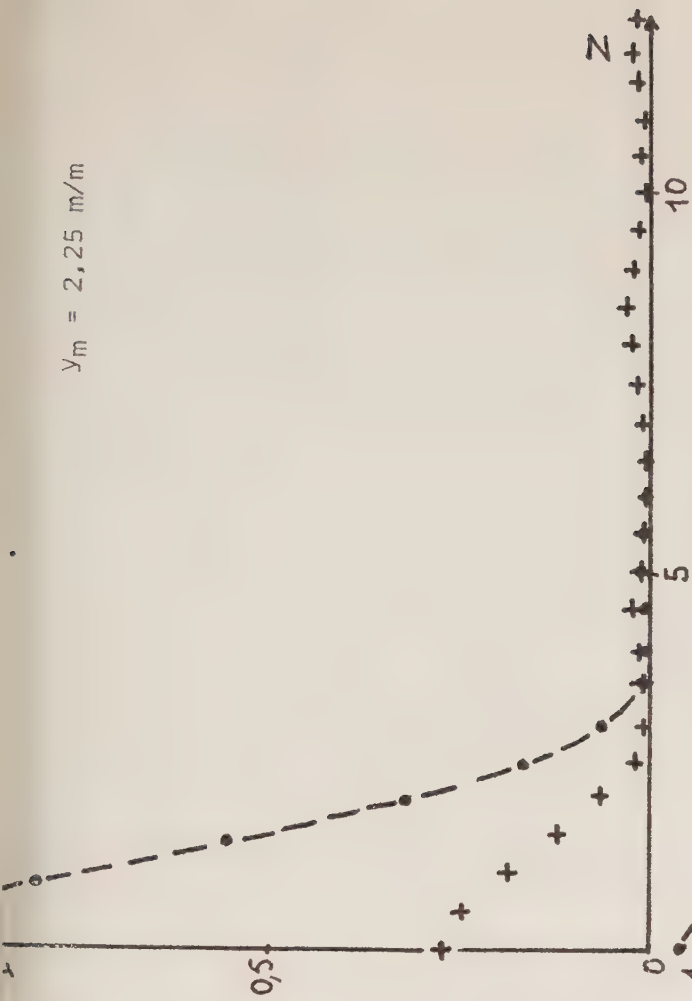


FIG. 105

$y_m = 3 \text{ m/m}$

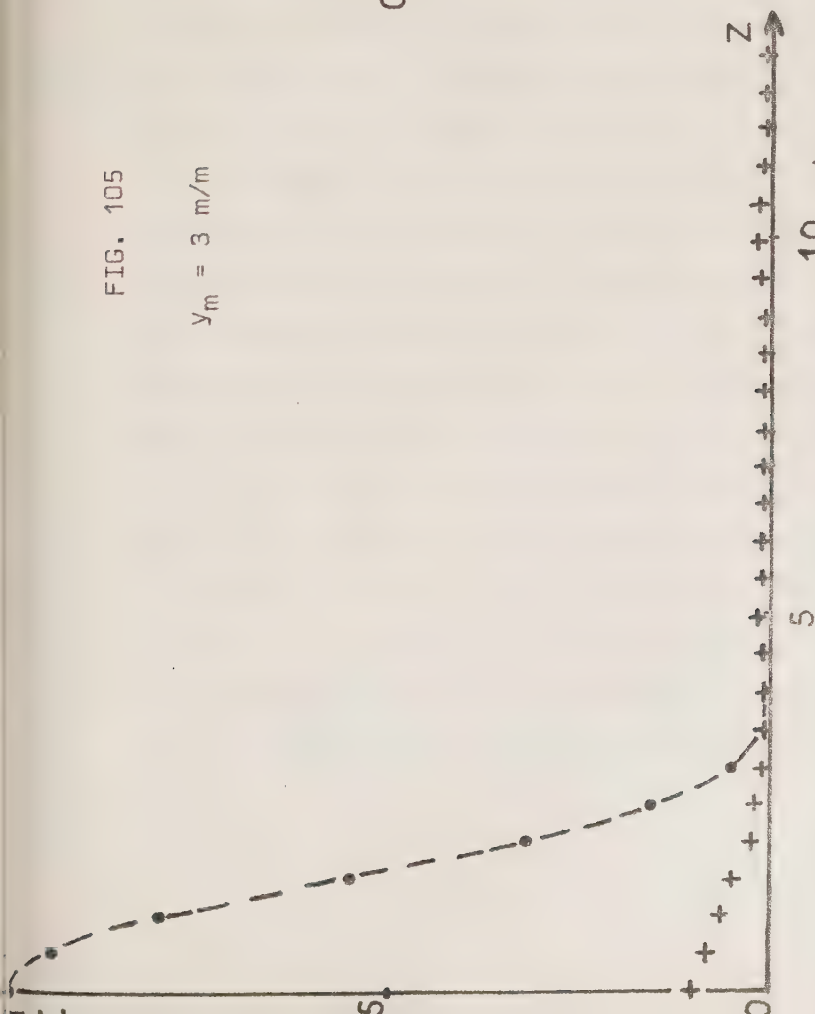


FIG. 106

$y_m = 3,25 \text{ m/m}$

○ œil complet
+ cornée seule

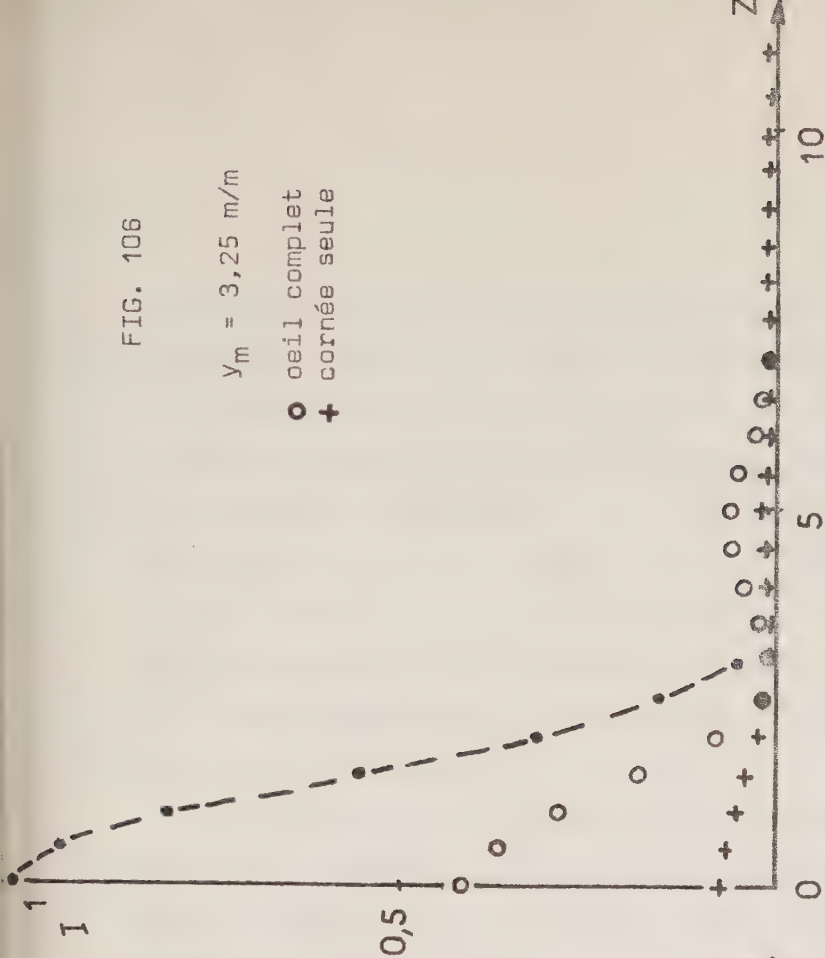
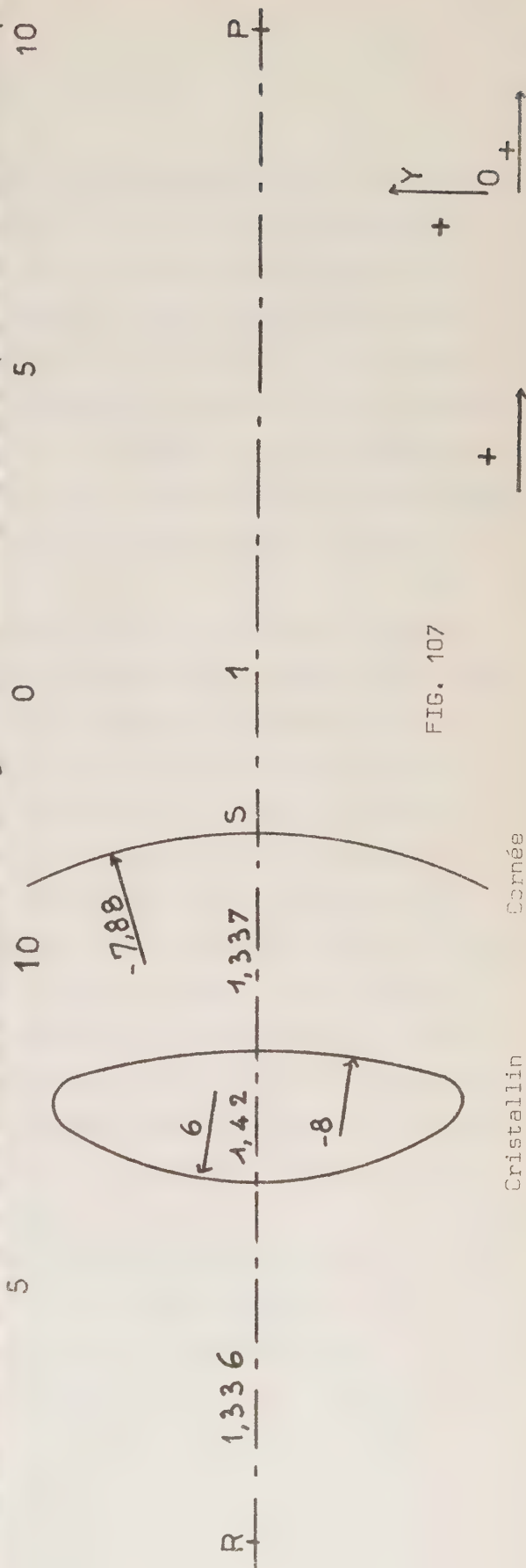


FIG. 107



$I = f(Z)$. (l'oeil complet est indiqué en pointillés et la cornée en croix) pour $y_m = 1,0$ à $3,25$ mm par $0,25$ mm d'intervalle.

Ces courbes montrent que l'on a une nette amélioration de la qualité des images due à la présence du cristallin. Tant que le diamètre pupillaire $2 y_m$ ne dépasse pas $3,50$ mm, la qualité de l'image due à la cornée seule peut être considérée comme bonne ($I \leq 1,75$, $\Delta'_0 \leq 0,25 \lambda$) ; au-delà, elle se dégrade très rapidement. Alors que la qualité de l'image due à l'oeil total peut être considérée comme bonne pour un diamètre pupillaire un peu plus grand que $y_m = 5$ mm.

On retrouve le fait que la position de la meilleure image due à la cornée est située au milieu du segment d'aberration sphérique longitudinale (valeurs SP''_0 du tableau 29 comparées aux valeurs SP'' du tableau 22) pour les différentes ouvertures pupillaires $2 y_m$ considérées. Dans le cas où les aberrations sont fortes, c'est-à-dire, dès que $y_m > 2$ mm, ce qui correspond à $I \leq 0,43$, nous constatons que nous pouvons avoir plusieurs positions voisines P_0'' pour lesquelles la distribution des éclairéments dans l'image a sensiblement la même forme, alors que si les aberrations sont faibles nous avons une seule position pour laquelle la distribution des éclairéments est nettement meilleure. Nous adoptons la position P_0'' qui correspond à la surface d'onde $n \Delta_0 / \lambda$ telle que l'écart maximum par rapport à la sphère de référence soit le plus petit possible.

Nous donnons dans le tableau 30 les distributions des éclairéments au centre de la tache image pour différentes valeurs B du paramètre de la correctrice parabolique ; dans le cas $y_m = 2,75$ mm on a 2 exemples de surfaces d'ondes $n \Delta_0 / \lambda$ pour $B = -1,88$ et

$B = 0,27$ aux quelles on arrive pour un même éclairement de la tache image. De ces 2 exemples on n'a retenu que celui pour lequel $B = -1,88$ (voir tableaux 26 et 28). Ici, les aberrations devenant trop importantes, nous nous trouvons à la limite de la validité de l'application de la règle de Maréchal. Nous signalons au passage, que les calculs ont été effectués avec 18 points sur le profil normal pour les y_m compris entre 1 et 2 mm. Pour les y_m supérieurs à 2 mm et jusqu'à 3,25 mm, les calculs ont été effectués avec 64 points sur le profil normal. Nous remarquons que nous avons trouvé le même résultat en effectuant le calcul avec 18 points et 64 points, pour $y_m = 2,25$ mm. Ceci nous amène à dire, qu'il suffit de calculer la tache de diffraction en utilisant seulement 18 points sur le profil normal tant que $y_m \leq 2,25$ mm.

8) Forme du cristallin :

Dans une seconde étape nous chercherons à trouver la forme du cristallin. Connaissant la surface d'onde optimale due à la cornée d'une part, à l'oeil complet d'autre part, il est facile d'en déduire pour un diamètre pupillaire donné la surface d'onde due aux autres éléments de l'oeil. Pour simplifier, on peut supposer que la différence est due au cristallin et que l'humeur aqueuse et le corps vitré n'interviennent pas.

En fait, il est plus simple pour trouver la forme des surfaces antérieure et postérieure du cristallin de travailler non pas à partir de la surface d'onde résiduelle due au cristallin, mais à partir des résultats expérimentaux donnant la forme de la cornée et l'aberration sphérique transversale de l'oeil rapportée à un point de référence connu. Nous connaissons la courbe expérimentale

$t = f(y)$ (tableau 19) rapportée à la position de référence E d'abscisse 296 mm ; l'image paraxiale est à 365 mm en avant de l'oeil. Nous calculons la position correspondante de l'objet SR (fig.107). Nous cherchons quelle forme donner aux 2 faces du cristallin, pour retrouver les valeurs expérimentales t , l'objet étant sur la rétine et le sens positif celui de la lumière sortant de l'oeil.

Nous avons adopté pour l'oeil comme point de départ, les valeurs données par LE GRAND¹³⁴⁾, et tenu compte de la faible accommodation du sujet examiné. Nous avons

rayons de courbure au sommet	épaisseur	indice
cristallin surface postérieure + 6	cristallin 4 mm	corps vitré 1,336
cristallin surface antérieure - 8	cornée - cristal- lin 3,4 mm	cristallin 1,42
cornée - 7,88 mm		humeur aqueuse 1,3374

pour une image paraxiale à 365 mm en avant de l'oeil, l'objet sur la rétine est tel que :

$$\begin{aligned} \text{SR} &= 19,9 + 3,4 + 4 \\ &\simeq 24,3 \text{ mm} \end{aligned}$$

Le calcul des marches marginales des rayons lumineux montre que l'on doit adopter pour les deux surfaces du cristallin, des surfaces asphériques qui peuvent être soit des quadriques, soit des surfaces plus compliquées. En effet, si on suppose que ce sont 2 sphères de rayon + 6 et -8 mm on trouve une aberration sphérique énorme, qui ne correspond en rien à la valeur expérimentale ; ceci d'ailleurs confirme des remarques signalées par LE GRAND¹³⁵⁾.

Après plusieurs essais nous avons été conduits à prendre comme section méridienne de la surface antérieure du cristallin, une hyperbole de paramètre $A = 6$, dont l'équation rapportée à 2 axes rectangulaires OX , OY (OY étant tangent au sommet) est donnée par

$$Y^2 + 16 X - 6 X^2 = 0 \quad \text{-----11)}$$

De même que pour la surface postérieure, nous avons effectué plusieurs calculs d'approche. Si la surface peut être assimilée à une sphère dont l'équation dans le plan méridien est donnée par

$$X = 8,33 \cdot 10^{-2} Y^2 + 5,8 \cdot 10^{-4} Y^4 \quad \text{-----12)}$$

on constate que l'aberration transversale calculée, rapportée au plan de référence 296 mm concorde avec les points expérimentaux tant que la hauteur d'incidence sur la cornée y est $\leq 1,2$ mm. Pour calculer une courbe d'aberration sphérique transversale qui passe au milieu des points expérimentaux, nous avons été conduits à admettre comme section méridienne la courbe d'équation

$$X = 8,3333 \cdot 10^{-2} Y^2 + 5,8 \cdot 10^{-4} Y^4 - 2 \cdot 10^{-4} Y^6 + 2 \cdot 10^{-6} Y^8 \\ + 10^{-7} Y^{10} + 10^{-8} Y^{12} \quad \text{-----13)}$$

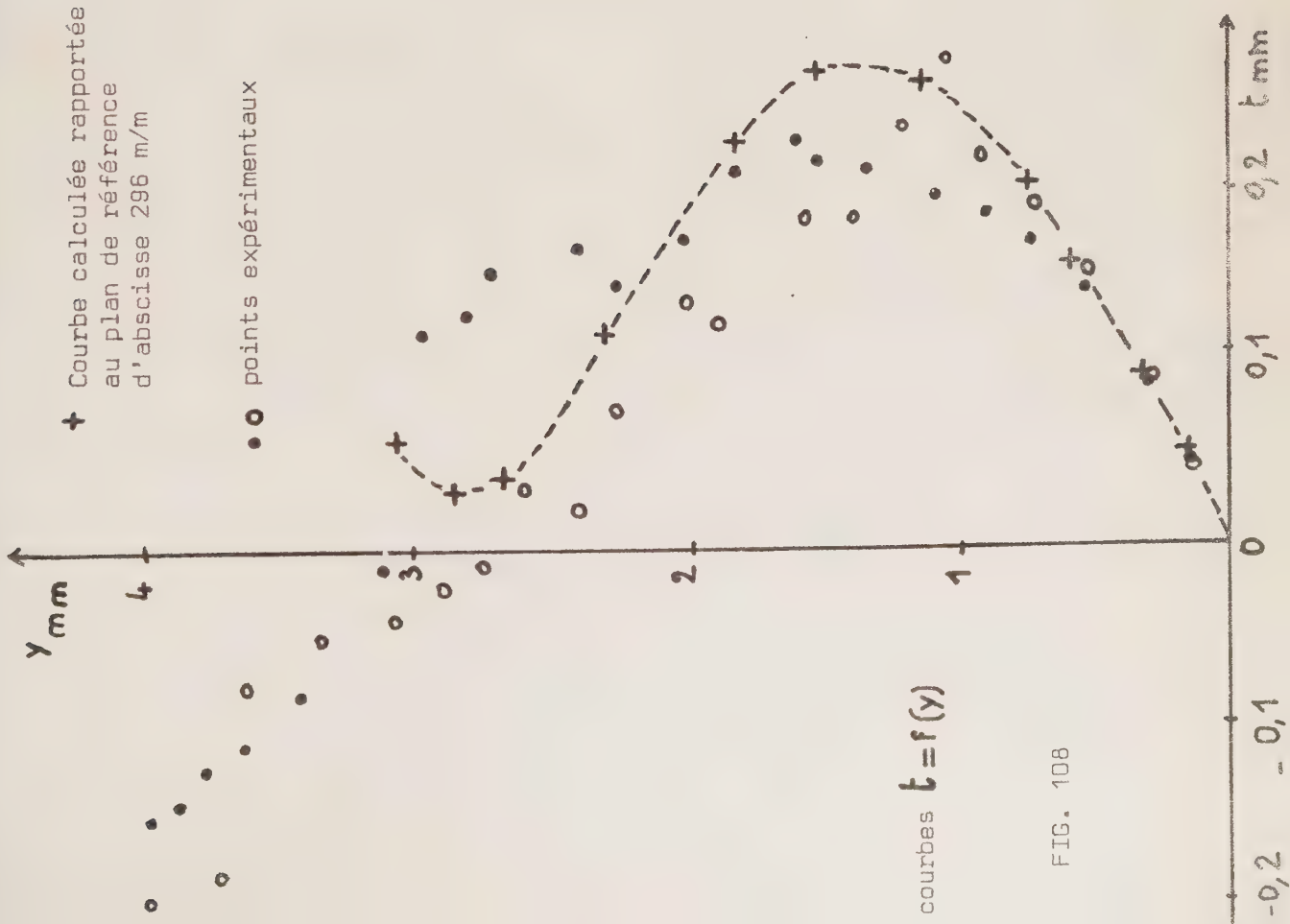


FIG. 108

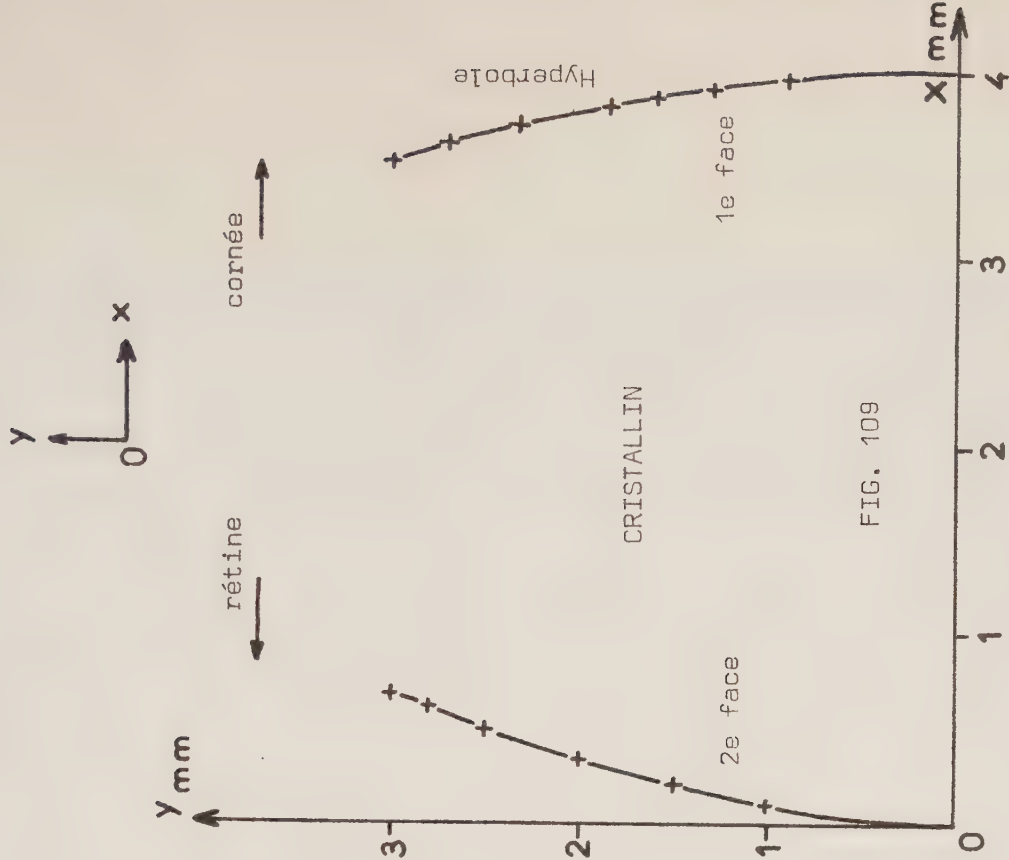


FIG. 109

On peut alors obtenir un profil d'aberration transversale qui s'accorde avec les points expérimentaux tant que $y \leq 3,10$ mm.

Les valeurs calculées de t sont données pour diverses hauteurs y_i dans le tableau 31, les valeurs expérimentales t dans le tableau 19. La figure 108 illustre les résultats de ces 2 tableaux.

La figure 109 montre la forme du cristallin qui peut être adoptée tant que la hauteur du rayon incident sur la cornée n'excède pas $y = 3,10$ mm ; cela correspond environ à $y = 2,8$ mm sur la surface antérieure et à $y = 2,5$ mm sur la surface postérieure, c'est-à-dire à l'ouverture pupillaire en vision normale. Reste à noter, que les valeurs numériques des équations 11 et 13 sont données dans le tableau 31.

9) Conclusion :

En comparant les valeurs de l'aberration sphérique de l'oeil complet, avec l'aberration sphérique due à la cornée seule, on remarque une nette augmentation des aberrations dans ce dernier cas. De ce fait, on peut tirer les informations suivantes :

- 1°) Le rôle "compensateur" important joué par le cristallin, qui par sa seule présence atténue l'aberration sphérique.
- 2°) La dégradation de l'acuité visuelle chez l'aphaque, dès que son diamètre pupillaire atteint 6 mm ; en conséquence une mauvaise vision scotopique chez les sujets privés de leur cristallin.
- 3°) Le phénomène de pseudo-accommodation, ou profondeur de champ chez les aphakes, soulevé par Ramsden et Forster,

Rosenbloom et plus récemment Bonnet, dû à l'aberration sphérique de la cornée, se trouve confirmé dans nos résultats.

- 4°) Les surfaces cristalliniennes s'écartent sensiblement de la forme d'une sphère.

pos. des anneaux	val. des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val. moy de Δy u	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	0,685	0,692	0,007	0,98	0,82	6,8	0,54m/m
-1,50	0,698	0,698	0,000	0,00			
-1,00	0,698	0,705	0,007	1,00			
-0,50	0,719	0,711	-0,008	1,10			
0,00	0,728	0,717	-0,011	1,10			
0,50	0,725	0,724	-0,001	0,00			
1,00	0,741	0,730	-0,011	1,10			
1,50	0,724	0,736	0,012	1,60			
2,00	0,737	0,742	0,005	0,50			

Tableau I.

pos. des anneaux	val. des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val. moy de Δy u	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	1,169	1,172	0,003	0,25	0,52	6,4	0,32m/m
-1,50	1,191	1,181	-0,010	0,80			
-1,00	1,191	1,191	0,000	0,00			
-0,50	1,205	1,201	-0,004	0,30			
0,00	1,204	1,211	0,007	0,60			
0,50	1,209	1,221	0,012	1,00			
1,00	1,233	1,230	-0,003	0,25			
1,50	1,233	1,240	0,007	0,55			
2,00	1,262	1,250	-0,012	0,93			

Tableau 2.

pos. des anneaux	val. des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val. moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	1,645	1,646	0,001	0,00	0,084	1,6	0,05m/m
-1,50	1,659	1,659	0,000	0,00			
-1,00	1,675	1,673	-0,002	0,12			
-0,50	1,688	1,686	-0,002	0,12			
0,00	1,698	1,700	0,002	0,12			
0,50	1,712	1,713	0,001	0,00			
1,00	1,728	1,726	-0,002	0,12			
1,50	1,737	1,740	0,003	0,17			
2,00	1,755	1,753	-0,002	0,11			

Tableau 3.

pos. des anneaux	val. des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val. moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	2,132	2,138	0,006	0,28	0,17	3,7	0,11m/m
-1,50	2,157	2,155	-0,002	0,09			
-1,00	2,173	2,171	-0,002	0,09			
-0,50	2,185	2,188	0,003	0,14			
0,00	2,213	2,204	-0,009	0,40			
0,50	2,225	2,221	-0,004	0,18			
1,00	2,233	2,237	0,004	0,18			
1,50	2,251	2,254	0,003	0,13			
2,00	2,269	2,270	0,001	0,00			

Tableau 4.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	2,628	2,629	0,001	0,00	0,09	2,7	0,06m/m
-1,50	2,651	2,651	0,000	0,00			
-1,00	2,675	2,673	-0,002	0,08			
-0,50	2,695	2,695	0,000	0,00			
0,00	2,721	2,717	-0,004	0,14			
0,50	2,737	2,739	0,002	0,07			
1,00	2,755	2,761	0,006	0,21			
1,50	2,780	2,783	0,003	0,11			
2,00	2,812	2,805	-0,007	0,25			

Tableau 5.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	3,138	3,146	0,008	0,25	0,13	4,5	0,09m/m
-1,50	3,171	3,170	-0,001	0,00			
-1,00	3,204	3,195	-0,009	0,28			
-0,50	3,218	3,219	0,001	0,00			
0,00	3,248	3,244	-0,004	0,12			
0,50	3,270	3,268	-0,002	0,06			
1,00	3,292	3,293	0,001	0,00			
1,50	3,307	3,317	0,010	0,30			
2,00	3,347	3,342	-0,005	0,15			

Tableau 6.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	3,677	3,680	0,003	0,08	0,05	2,4	0,04m/m
-1,50	3,707	3,709	0,002	0,05			
-1,00	3,739	3,738	-0,001	0,00			
-0,50	3,770	3,766	-0,004	0,10			
0,00	3,796	3,795	-0,001	0,00			
0,50	3,829	3,824	-0,005	0,13			
1,00	3,849	3,852	0,003	0,08			
1,50	3,879	3,881	0,002	0,05			
2,00	3,909	3,910	0,001	0,00			

Tableau 7.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	4,236	4,240	0,004	0,10	0,11	5,2	0,07m/m
-1,50	4,275	4,274	-0,001	0,00			
-1,00	4,306	4,309	0,003	0,07			
-0,50	4,351	4,344	-0,007	0,16			
0,00	4,371	4,378	0,007	0,16			
0,50	4,420	4,413	-0,007	0,16			
1,00	4,441	4,448	0,007	0,15			
1,50	4,473	4,482	0,009	0,20			
2,00	4,519	4,517	-0,002	0,04			

Tableau 8.

posi.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	4,821	4,824	0,003	0,06	0,085	4,4	0,05m/m
-1,50	4,859	4,864	0,005	0,10			
-1,00	4,906	4,904	-0,002	0,04			
-0,50	4,942	4,944	0,002	0,04			
0,00	4,994	4,985	-0,009	0,18			
0,50	5,030	5,025	-0,005	0,10			
1,00	5,058	5,065	0,007	0,13			
1,50	5,103	5,105	0,002	0,02			
2,00	5,140	5,145	0,005	0,10			

Tableau 9.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	0,704	0,704	0,000	0,00	0,30	2,4	0,17m/m
-1,50	0,712	0,711	-0,001	0,00			
-1,00	0,713	0,718	0,005	0,07			
-0,50	0,726	0,725	-0,001	0,00			
0,00	0,739	0,732	-0,007	0,94			
0,50	0,742	0,739	-0,003	0,40			
1,00	0,741	0,746	0,005	0,68			
1,50	0,753	0,753	0,000	0,00			
2,00	0,760	0,760	0,000	0,00			

Tableau 10.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	1,178	1,182	0,004	0,34	0,45	5,6	0,28m/m
-1,50	1,193	1,192	-0,001	0,00			
-1,00	1,195	1,201	0,006	0,50			
-0,50	1,219	1,211	-0,008	0,65			
0,00	1,226	1,221	-0,005	0,41			
0,50	1,238	1,231	-0,007	0,56			
1,00	1,237	1,241	0,004	0,32			
1,50	1,240	1,251	0,011	0,89			
2,00	1,266	1,261	-0,005	0,40			

Tableau II.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	1,664	1,661	-0,003	0,18	0,26	4,6	0,16m/m
-1,50	1,672	1,675	0,003	0,18			
-1,00	1,684	1,689	0,005	0,30			
-0,50	1,713	1,703	-0,010	0,58			
0,00	1,712	1,718	0,006	0,35			
0,50	1,733	1,732	-0,001	0,00			
1,00	1,748	1,746	-0,002	0,11			
1,50	1,754	1,761	0,007	0,40			
2,00	1,780	1,775	-0,005	0,28			

Tableau I2.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	2,144	2,141	-0,003	0,14	0,29	6,4	0,16m/m
-1,50	2,158	2,161	0,003	0,14			
-1,00	2,170	2,180	0,010	0,46			
-0,50	2,202	2,199	-0,003	0,14			
0,00	2,215	2,218	0,003	0,14			
0,50	2,261	2,238	-0,023	1,02			
1,00	2,251	2,257	0,006	0,27			
1,50	2,275	2,276	0,001	0,00			
2,00	2,290	2,296	0,006	0,26			

Tableau I3.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y - \bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	2,630	2,644	0,014	0,53	0,31	8,5	0,20m/m
-1,50	2,665	2,664	-0,001	0,00			
-1,00	2,696	2,685	-0,011	0,41			
-0,50	2,711	2,705	-0,006	0,22			
0,00	2,728	2,725	-0,003	0,11			
0,50	2,757	2,746	-0,011	0,40			
1,00	2,747	2,766	0,019	0,69			
1,50	2,793	2,786	-0,007	0,25			
2,00	2,802	2,807	0,005	0,18			

Tableau I4.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	3,143	3,147	0,004	0,12	0,15	5,4	0,10m/m
-1,50	3,171	3,173	0,002	0,00			
-1,00	3,197	3,200	0,003	0,09			
-0,50	3,228	3,226	-0,002	0,00			
0,00	3,267	3,253	-0,014	0,43			
0,50	3,272	3,279	0,007	0,21			
1,00	3,311	3,306	-0,005	0,15			
1,50	3,335	3,332	-0,003	0,09			
2,00	3,350	3,359	0,009	0,27			

Tableau 15.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	3,693	3,690	-0,003	0,08	0,21	8,3	0,13m/m
-1,50	3,712	3,720	0,008	0,21			
-1,00	3,765	3,750	-0,015	0,40			
-0,50	3,771	3,781	0,010	0,27			
0,00	3,821	3,811	-0,010	0,26			
0,50	3,827	3,841	0,014	0,37			
1,00	3,872	3,871	-0,001	0,00			
1,50	3,896	3,901	0,005	0,13			
2,00	3,940	3,931	-0,009	0,22			

Tableau 16.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	4,255	4,251	-0,004	0,09	0,14	6,0	0,08m/m
-1,50	4,286	4,286	0,000	0,00			
-1,00	4,314	4,321	0,007	0,16			
-0,50	4,362	4,356	-0,006	0,14			
0,00	4,385	4,391	0,006	0,13			
0,50	4,429	4,426	-0,003	0,07			
1,00	4,449	4,461	0,012	0,27			
1,50	4,512	4,496	-0,016	0,35			
2,00	4,528	4,532	0,004	0,09			

Tableau 17.

pos.des anneaux	val.des y	$\bar{y}$	$y-\bar{y}$	Δy en%	moyenne de Δy	val.moy de $\Delta y \mu$	$\Delta x = \frac{\Delta y}{dx/dy}$
-2,00	4,839	4,839	0,000	0,00	0,18	8,2	0,10m/m
-1,50	4,884	4,879	-0,005	0,10			
-1,00	4,906	4,919	0,013	0,26			
-0,50	4,956	4,959	0,003	0,06			
0,00	4,995	5,000	0,005	0,10			
0,50	5,059	5,040	-0,019	0,59			
1,00	5,088	5,080	-0,008	0,16			
1,50	5,125	5,120	-0,005	0,10			
2,00	5,144	5,160	0,016	0,31			

Tableau 18.

Y _{mm}	t _{mm}	l _{mm}	Y _{mm}	t _{mm}	l _{mm}
0,18	0,035	69	-0,18	-0,033	66
0,35	0,066	68,8	-0,35	-0,067	70
0,53	0,093	63	-0,53	-0,102	70
0,71	0,108	53,1	-0,71	-0,126	63,9
0,88	0,116	44,9	-0,88	-0,141	56,5
1,06	0,124	39,2	-1,06	-0,180	60,6
1,23	0,132	35,6	-1,23	-0,157	43,3
1,41	0,134	31,1	-1,41	-0,140	32,4
1,59	0,136	27,7	-1,59	-0,123	24,8
1,76	0,144	26,4	-1,76	-0,124	22,4
1,94	0,140	23,0	-1,94	-0,083	13,2
2,12	0,117	17,3	-2,12	-0,091	13,3
2,29	0,100	13,5	-2,29	-0,056	7,4
2,47	0,114	14,3	-2,47	-0,014	1,7
2,65	0,091	10,5	-2,65	-0,022	2,5
2,82	0,074	8,0	-2,82	0,002	-0,2
3,00	0,071	7,2	-3,00	0,011	-1,1
3,17	-0,004	-0,4	-3,17	0,017	-1,6
3,35	-0,051	-4,4	-3,35	0,033	-2,9
3,53	-0,074	-6,1	-3,53	0,050	-4,1
3,70	-0,079	-6,2	-3,70	0,142	-10,9
3,88	-0,096	-7,2	-3,88	0,096	-7,1
4,06	-0,099	-7,1	-4,06	0,144	-10,1

Y > 0 du côté nasal

TABLEAU 19

Y mm	A mm	X ₁ mm	X ₂ mm	A	A moyen
côté temporal					1,16
1,94149	0,0035	0,2429	0,24325	1,0903	
2,36491	0,00149	0,3632	0,36469	1,1684	
2,81002	0,00374	0,5181	0,52184	1,2022	
3,29110	0,00710	0,6884	0,69550	1,2110	
3,82632	0,01131	0,9913	1,00261	1,1549	
4,52547	0,02414	1,4291	1,45324	1,0690	
5,41972	0,09720	2,1598	2,25700	1,2165	
côté nasal					
1,93808	0,00016	0,24210	0,24226	1,0399	
2,35465	0,00089	0,36000	0,36089	1,1028	
2,82031	0,00334	0,52200	0,52534	1,1781	
3,33588	0,00888	0,74090	0,74978	1,2254	
3,86095	0,01700	1,01070	1,02770	1,2209	
4,51499	0,03204	1,42170	1,45374	1,1953	
5,28857	0,07726	2,03830	2,11556	1,2004	

points expérimentaux

TABLEAU 20

Y_{mm}	X_2_{mm} ellipse	X_1_{mm} cercle	$X_2 - X_1 = \theta_{\text{mm}}$
1,274	0,10312	0,10300	0,00012
1,593	0,16272	0,16214	0,00058
1,912	0,23615	0,23514	0,00101
2,072	0,27951	0,27814	0,00137
2,551	0,42502	0,42337	0,00165
2,871	0,54449	0,54089	0,00360
3,031	0,61130	0,60693	0,00437
3,255	0,71121	0,70416	0,00705
3,576	0,86728	0,85693	0,01035
3,833	1,00784	0,99414	0,01370
valeurs calculées à partir de $A = 1,16$			

TABLEAU 21

TABLE I		TABLE II	
Summary of the results of the tests		Summary of the results of the tests	
Test No.	Result	Test No.	Result
1	Pass	1	Pass
2	Pass	2	Pass
3	Pass	3	Pass
4	Pass	4	Pass
5	Pass	5	Pass
6	Pass	6	Pass
7	Pass	7	Pass
8	Pass	8	Pass
9	Pass	9	Pass
10	Pass	10	Pass
11	Pass	11	Pass
12	Pass	12	Pass
13	Pass	13	Pass
14	Pass	14	Pass
15	Pass	15	Pass
16	Pass	16	Pass
17	Pass	17	Pass
18	Pass	18	Pass
19	Pass	19	Pass
20	Pass	20	Pass
21	Pass	21	Pass
22	Pass	22	Pass
23	Pass	23	Pass
24	Pass	24	Pass
25	Pass	25	Pass
26	Pass	26	Pass
27	Pass	27	Pass
28	Pass	28	Pass
29	Pass	29	Pass
30	Pass	30	Pass
31	Pass	31	Pass
32	Pass	32	Pass
33	Pass	33	Pass
34	Pass	34	Pass
35	Pass	35	Pass
36	Pass	36	Pass
37	Pass	37	Pass
38	Pass	38	Pass
39	Pass	39	Pass
40	Pass	40	Pass
41	Pass	41	Pass
42	Pass	42	Pass
43	Pass	43	Pass
44	Pass	44	Pass
45	Pass	45	Pass
46	Pass	46	Pass
47	Pass	47	Pass
48	Pass	48	Pass
49	Pass	49	Pass
50	Pass	50	Pass
51	Pass	51	Pass
52	Pass	52	Pass
53	Pass	53	Pass
54	Pass	54	Pass
55	Pass	55	Pass
56	Pass	56	Pass
57	Pass	57	Pass
58	Pass	58	Pass
59	Pass	59	Pass
60	Pass	60	Pass
61	Pass	61	Pass
62	Pass	62	Pass
63	Pass	63	Pass
64	Pass	64	Pass
65	Pass	65	Pass
66	Pass	66	Pass
67	Pass	67	Pass
68	Pass	68	Pass
69	Pass	69	Pass
70	Pass	70	Pass
71	Pass	71	Pass
72	Pass	72	Pass
73	Pass	73	Pass
74	Pass	74	Pass
75	Pass	75	Pass
76	Pass	76	Pass
77	Pass	77	Pass
78	Pass	78	Pass
79	Pass	79	Pass
80	Pass	80	Pass
81	Pass	81	Pass
82	Pass	82	Pass
83	Pass	83	Pass
84	Pass	84	Pass
85	Pass	85	Pass
86	Pass	86	Pass
87	Pass	87	Pass
88	Pass	88	Pass
89	Pass	89	Pass
90	Pass	90	Pass
91	Pass	91	Pass
92	Pass	92	Pass
93	Pass	93	Pass
94	Pass	94	Pass
95	Pass	95	Pass
96	Pass	96	Pass
97	Pass	97	Pass
98	Pass	98	Pass
99	Pass	99	Pass
100	Pass	100	Pass

Y_{mm}	t_{mm}	l_{mm}	SP''_{mm}
4,02	-0,54008	-3,828	31,57
3,64	-0,38102		
3,25	-0,26360	-2,455	32,25
3,03	-0,20847	-2,115	32,42
2,87	-0,17444		
2,71	-0,14496	-1,675	32,64
2,55	-0,11928	-1,477	32,74
2,23	-0,07896	-1,133	32,91
2,07	-0,06279	-0,977	32,99
1,91	-0,04867	-0,825	33,07
1,59	-0,02770	-0,569	33,20
1,43	-0,01995	-0,458	33,25
1,27	-0,01393	-0,361	33,30
0,95	-0,00572	-0,199	33,38
0,64	-0,00164		
0,32	-0,00008		
0	0	0	33,40

TABLEAU 22

[illegible]

10 **a** **b** **c**

SP" = 31,57mm Y _m = 4,02 mm			SP" = 32,25mm Y _m = 3,25 mm			SP" = 32,74mm Y _m = 2,55 mm		
Y	t'	Δ/λ	Y	t'	Δ/λ	Y	t'	Δ/λ
0	0	0,00000	0	0	0,00000	0	0	0,00000
0,318	0,0181	-0,15193	0,318	0,0116	-0,09532	0,318	0,0070	-0,05667
0,637	0,0349	-0,59822	0,637	0,0219	-0,37145	0,446	0,0093	-0,10979
0,956	0,0493	-1,30722	0,956	0,0298	-0,79761	0,637	0,0125	-0,21579
1,274	0,0599	-2,22386	1,147	0,0326	-1,10558	0,764	0,0141	-0,30179
1,466	0,0642	-2,85281	1,274	0,0336	-1,32283	0,892	0,015	-0,39662
1,657	0,0657	-3,50773	1,401	0,0336	-1,54335	0,956	0,0157	-0,44664
2,040	0,0617	-4,79573	1,465	0,0339	-1,65498	1,019	0,0158	-0,49716
2,359	0,0479	-5,71862	1,529	0,0333	-1,76611	1,083	0,0156	-0,54832
2,551	0,0353	-6,14028	1,593	0,0323	-1,87460	1,147	0,0156	-0,59916
2,743	0,0173	-6,40687	1,784	0,0280	-2,17220	1,274	0,0148	-0,69745
2,871	0,0025	-6,47377	1,912	0,0241	-2,34452	1,466	0,0120	-0,82844
2,935	-0,0060	-6,46785	2,104	0,0152	-2,53950	1,593	0,0085	-0,89473
2,999	-0,0141	-6,43390	2,232	0,0070	-2,61293	1,785	0,0012	-0,94214
3,063	-0,0253	-6,36734	2,296	0,0029	-2,62930	1,848	-0,0015	-0,94166
3,127	-0,0355	-6,26462	2,359	-0,0025	-2,62995	1,912	-0,0048	-0,93139
3,191	-0,0462	-6,12660	2,423	-0,0076	-2,61325	1,976	-0,0087	-0,90940
3,255	-0,0581	-5,95040	2,487	-0,0136	-2,57819	2,040	-0,0122	-0,87534
3,319	-0,0710	-5,73230	2,551	-0,0196	-2,52328	2,103	-0,0168	-0,82883
3,383	-0,0822	-5,47349	2,615	-0,0271	-2,44605	2,167	-0,0217	-0,76610
3,448	-0,0970	-5,16602	2,679	-0,0350	-2,34336	2,231	-0,0271	-0,68659
3,512	-0,1116	-4,81362	2,743	-0,0423	-2,21552	2,359	-0,0323	-0,58981
3,576	-0,1286	-4,40783	2,807	-0,0510	-2,06123	2,359	-0,0387	-0,47413
3,640	-0,1448	-3,94595	2,871	-0,0604	-1,87700	2,423	-0,0450	-0,33775
3,704	-0,1632	-3,42562	2,935	-0,0705	-1,66052	2,487	-0,052	-0,17971
3,769	-0,1823	-2,83282	2,999	-0,0803	-1,41114	2,551	-0,0592	-0,00147
3,833	-0,2028	-2,18225	3,063	-0,0932	-1,12421			
3,897	-0,2240	-1,46122	3,127	-0,105	-0,79628			
3,961	-0,2454	-0,66823	3,191	-0,1174	-0,42832			
4,026	-0,2700	+0,21608	3,255	-0,1311	-0,01736			

TABLEAU 23

H	$Y_m = 2,50\text{mm}$		$Y_m = 3,25\text{mm}$		$Y_m = 4\text{mm}$	
	Y	$n\Delta/\lambda$	Y	$n\Delta/\lambda$	Y	$n\Delta/\lambda$
0,0892	0,2230	-0,033	0,2899	-0,080	0,3568	-0,134
0,2024	0,5060	-0,174	0,6578	-0,508	0,8096	-1,229
0,3108	0,7770	-0,414	1,0101	-1,149	1,2432	-2,939
0,4110	1,0275	-0,668	1,3357	-1,937	1,6440	-4,649
0,5000	1,2500	-0,882	1,6250	-2,538	2,0000	-6,199
0,5753	1,4382	-1,071	1,8697	-3,033	2,3012	-7,482
0,6350	1,5875	-1,169	2,0637	-3,313	2,5400	-8,123
0,6775	1,6937	-1,229	2,2019	-3,447	2,7100	-8,497
0,7014	1,7535	-1,256	2,2796	-3,507	2,8056	-8,604
0,7127	1,7817	-1,258	2,3130	-3,512	2,8508	-8,630
0,7355	1,8387	-1,257	2,3904	-3,507	2,9420	-8,630
0,7724	1,9310	-1,222	2,5104	-3,407	3,0896	-8,443
0,8178	2,0445	-1,169	2,6578	-3,153	3,2710	-7,802
0,8660	2,1650	-1,022	2,8145	-2,752	3,4640	-6,733
0,9116	2,2790	-0,815	2,9627	-2,151	3,6464	-5,264
0,9504	2,3760	-0,548	3,0888	-1,202	3,8016	-3,367
0,9792	2,4480	-0,421	3,1824	-0,561	3,9168	-1,870
0,9960	2,4900	-0,080	3,2370	-0,134	3,9840	-0,534

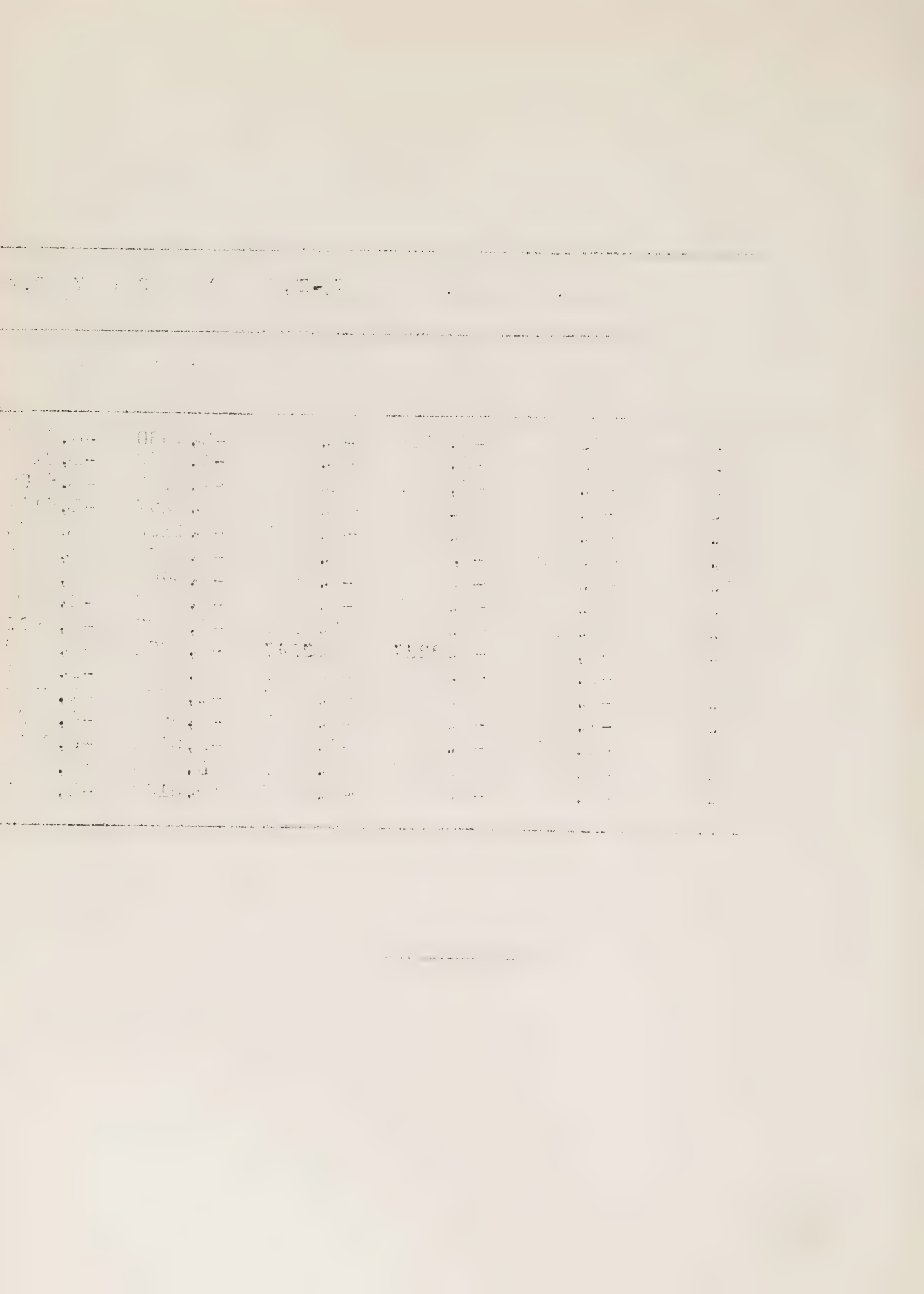
TABLEAU 24

$H = \frac{Y}{Y_m}$	$Y_m = 1$	$Y_m = 1,25$	$Y_m = 1,50$	$Y_m = 1,75$	$Y_m = 2$
	n_{Δ_0}/λ	n_{Δ_0}/λ	n_{Δ_0}/λ	n_{Δ_0}/λ	n_{Δ_0}/λ
0,0892	-0,0007	-0,0066	-0,0067	-0,0099	-0,0134
0,2024	0,0000	-0,0022	-0,0194	-0,0303	-0,0598
0,3108	-0,0092	-0,0040	-0,0348	-0,0852	-0,1640
0,4110	-0,0015	-0,0315	-0,0710	-0,1501	-0,2442
0,5000	-0,0090	-0,0499	-0,1000	-0,1930	-0,3680
0,5753	0,0385	-0,0584	-0,1169	-0,2508	-0,4047
0,6350	0,0262	-0,0499	-0,1221	-0,2597	-0,4469
0,6775	0,0159	-0,0587	-0,1315	-0,2566	-0,4641
0,7014	-0,0222	-0,0553	-0,1302	-0,2750	-0,4785
0,7127	-0,0257	-0,0536	-0,1387	-0,2819	-0,4794
0,7355	-0,0169	-0,0442	-0,1334	-0,2663	-0,4728
0,7724	-0,0202	-0,0520	-0,1250	-0,2632	-0,4460
0,8178	0,0004	-0,0525	-0,1190	-0,2391	-0,4062
0,8660	0,0009	-0,0420	-0,0990	-0,1970	-0,3490
0,9116	0,0145	-0,0234	-0,0779	-0,1488	-0,2607
0,9504	0,0082	-0,0109	-0,0341	-0,0837	-0,1579
0,9792	0,0049	-0,0127	-0,0034	-0,0336	-0,0651
0,9960	-0,0102	-0,0063	0,0147	-0,0060	-0,0065

TABLEAU 25

H	$Y_m = 2,25$	$Y_m = 2,50$	$Y_m = 2,75$	$Y_m = 3$	$Y_m = 3,25$
	$n\Delta_o/\lambda$	$n\Delta_o/\lambda$	$n\Delta_o/\lambda$	$n\Delta_o/\lambda$	$n\Delta_o/\lambda$
0,2259	-0,1777	-0,3116	-0,3841	-0,4530	-0,4987
0,3500	-0,4334	-0,7219	-0,8297	-1,0172	-1,2168
0,4196	-0,6014	-0,9960	-1,1691	-1,4055	-1,6206
0,4975	-0,8271	-1,3143	-1,4947	-1,8297	-2,0187
0,5487	-0,9652	-1,5404	-1,7841	-2,1180	-2,3524
0,6103	-1,0809	-1,7987	-2,0097	-2,2922	-2,4706
0,6527	-1,1839	-1,9547	-2,1891	-2,3905	-2,5443
0,7053	-1,2646	-2,1490	-2,2547	-2,4547	-2,5224
0,7423	-1,3127	-2,2391	-2,3141	-2,4530	-2,4012
0,7890	-1,3454	-2,3224	-2,2947	-2,3202	-2,0343
0,8222	-1,3584	-2,3585	-2,2311	-2,1805	-1,6981
0,8646	-1,3341	-2,3638	-2,1017	-1,8797	-1,2662
0,8950	-1,2852	-2,2978	-1,9541	-1,5680	-0,6600
0,9341	-1,2009	-2,2112	-1,6797	-1,0122	+0,2819
0,9623	-1,1389	-2,1722	-1,4241	-0,5905	+0,9882
0,9988	-1,0316	-1,8705	-1,0897	+0,0103	+1,8451

TABLEAU 26



Z	$Y_m=1$	$Y_m=1,25$	$Y_m=1,50$	$Y_m=1,75$	$Y_m=2$
	I	I	I	I	I
0,0	0,9896	0,9850	0,9279	0,7516	0,4289
0,5	0,9293	0,9250	0,8717	0,7058	0,4026
1,0	0,7664	0,7627	0,7195	0,5820	0,3316
1,5	0,5474	0,5447	0,5148	0,4153	0,2356
2,0	0,3289	0,3271	0,3100	0,2486	0,1392
2,5	0,1563	0,1553	0,1477	0,1170	0,0633
3,0	0,0505	0,0500	0,0480	0,0371	0,0188
3,5	0,0061	0,0060	0,0063	0,0058	0,0050
4,0	0,0011	0,0014	0,0023	0,0066	0,0127
4,5	0,0104	0,0112	0,0125	0,0196	0,0293
5,0	0,0168	0,0180	0,0203	0,0303	0,0440
5,5	0,0151	0,0165	0,0199	0,0325	0,0505
6,0	0,0082	0,0097	0,0137	0,0274	0,0474
6,5	0,0021	0,0033	0,0070	0,0192	0,0371
7,0	0,0000	0,0008	0,0033	0,0116	0,0238
7,5				0,0064	0,0115
8,0				0,0033	0,0033
8,5				0,0018	0,0001
9,0				0,0015	0,0013
10,0				0,0031	0,0084

TABLEAU 27

Z	$Y_m=2,25$	$Y_m=2,50$	$Y_m=2,75$	$Y_m=3,00$	$Y_m=3,25$	instrument parfait
	I	I	I	I	I	I
0,00	0,2707	0,1702	0,1061	0,0881	0,0743	0,99999
0,50	0,2492	0,1554	0,0987	0,0829	0,0701	0,93910
1,00	0,1926	0,1169	0,0791	0,0689	0,0585	0,77457
1,50	0,1207	0,0691	0,0531	0,0496	0,0426	0,55340
2,00	0,0562	0,0284	0,0282	0,0299	0,0261	0,33261
2,50	0,0149	0,0051	0,0102	0,0138	0,0125	0,15814
3,00	0,0004	0,0003	0,0013	0,0038	0,0038	0,05109
3,50	0,0046	0,0067	0,0004	0,0001	0,0003	0,00616
4,00	0,0148	0,0145	0,0038	0,0011	0,0006	0,00109
4,50	0,0201	0,0167	0,0074	0,0041	0,0030	0,01054
5,00	0,0170	0,0121	0,0087	0,0067	0,0053	0,01716
5,50	0,0086	0,0049	0,0070	0,0076	0,0065	0,01541
6,00	0,0015	0,0003	0,0038	0,0064	0,0062	0,00850
6,50	0,0005	0,0013	0,0011	0,0041	0,0047	0,00224
7,00	0,0061	0,0069	0,0002	0,0017	0,0028	0,00000
7,50	0,0146	0,0133	0,0016	0,0002	0,0013	0,00130
8,00	0,0211	0,0164	0,0043	0,0002	0,0005	0,00344
8,50	0,0222	0,0148	0,0070	0,0012	0,0005	0,00412
9,00	0,0179	0,0098	0,0083	0,0027	0,0010	0,00297
9,50	0,0110	0,0042	0,0079	0,0040	0,0017	0,00007
10,00	0,0053	0,0009	0,0060	0,0045	0,0022	
10,50	0,0034	0,0007	0,0036	0,0040	0,0023	
11,00	0,0058	0,0026	0,0015	0,0030	0,0019	
11,50	0,0108	0,0047	0,0004	0,0018	0,0014	
12,00	0,0156	0,0054	0,0003	0,0010	0,0008	
12,50	0,0179	0,0044	0,0010	0,0009	0,0004	
13,00	0,0168	0,0026	0,0018	0,0014	0,0005	
13,50	0,0128	0,0011	0,0022	0,0022	0,0009	
14,00	0,0077	0,0007	0,0021	0,0029	0,0016	
14,50	0,0036	0,0014	0,0015	0,0031	0,0024	
15,00	0,0018	0,0023	0,0008	0,0028	0,0030	
15,50	0,0025	0,0027	0,0005	0,0020	0,0032	
16,00	0,0046	0,0023	0,0007	0,0011	0,0029	
16,50	0,0067	0,0012	0,0014	0,0003	0,0023	
17,00	0,0076	0,0004	0,0023	0,0000	0,0014	
17,50	0,0067	0,0006	0,0028	0,0002	0,0007	
18,00	0,0046	0,0020	0,0028	0,0005	0,0002	
18,50	0,0022	0,0042	0,0021	0,0008	0,0001	
19,00	0,0007	0,0063	0,0011	0,0009	0,0003	
19,50	0,0003	0,0073	0,0005	0,0006	0,0005	

TABLEAU 28

Y_{mm}	SP''_{mm}	B	ϵ_{mm}	$SP''_D \text{ mm}$
1	32,74	-0,66	0,635	33,37
1,25	32,74	-0,92	0,567	33,31
1,50	32,74	-1,16	0,496	33,24
1,75	32,74	-1,26	0,396	33,14
2	32,74	-1,20	0,289	33,03
2,25	32,74	0,150	-0,028	32,71
2,50	32,74	1,795	-0,276	32,47
2,75	32,25	-1,880	+0,232	32,48
3	32,25	-1,900	0,197	32,45
3,25	32,25	-1,985	0,176	32,42

tableau 29

$Y_m = 1,75\text{mm}$		$Y_m = 2,75\text{mm}$		$Y = 2,75\text{mm}$		
				$B = -1,880$	$B = 0,270$	
				$n\Delta_0/\lambda$	$n\Delta_0/\lambda$	H
B	I	B	I			
2	0,0059	-2,5	0,050	-0,3841	-0,4938	0,2259
1,5	0,0102	-2	0,093	-0,8297	-1,0931	0,3500
1	0,0219	-1,88	0,1061	-1,1691	-1,5475	0,4196
0,5	0,0297	-1,5	0,1000	-1,4947	-2,0268	0,4975
0	0,1163	-1	0,067	-1,7841	-2,4313	0,5487
-0,5	0,1548	-0,5	0,060	-2,0097	-2,8106	0,6103
-1	0,6139	0	0,080	-2,1891	-3,1050	0,6527
-1,25	0,7514	0,27	0,1005	-2,2547	-3,3243	0,7053
-1,26	0,7516	0,5	0,086	-2,3141	-3,4988	0,7423
-1,27	0,7511	1	0,083	-2,2947	-3,6331	0,7890
-1,50	0,6307	1,5	0,089	-2,2311	-3,6845	0,8222
-2	0,1614	2	0,090	-2,1017	-3,7088	0,8646
		2,5	0,040	-1,9541	-3,6763	0,8950
		3	0,040	-1,6797	-3,5556	0,9341
				-1,4241	-3,4150	0,9623
				-1,0897	-3,2343	0,9988

cornée		cristallin							
Y mm	t _{mm}								
0,19	0,036	équation II 1 ^{ère} face							
0,39	0,072	Y	0,903	1,29	1,59	1,85	2,31	2,71	3,08
0,58	0,106								
0,78	0,136	X	-0,05	-0,1	-0,15	-0,2	-0,3	-0,4	-0,5
1,16	0,174								
1,55	0,178	Y	1	1,5	2	2,5	2,8	3	
1,94	0,142	X	0,0837	0,1882	0,3305	0,4993	0,6054	0,6755	
2,32	0,082	équation I3 2 ^{ème} face							
2,71	0,027								
2,90	0,022								
3,10	0,040								

tableau 3I

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1) SHEINER, C. - *Oclusive fundamentum opticum*, Innsbruck, 1619.
- 2) KOHLRAUSH.- Über die Messung des Radius der Vorderfläche der Hornhaut am lebenden menschlichen Auge, in *Oken's Isis*. Jahrg. 1840. S. 886.
- 3) SENFF, - in R. Wagners Handwörterbuch der physiol. Bd. III. abt. 1 Art. : Sehen. S. 271.
- 4) HELMHOLTZ, H. - in Graffes Archiv. für Ophthalmologie. II.S.3.
- 5) COCCIIUS, A. - Über den Mechanismus der Akkomodation des menschlichen Auges. Leipzig 1867. Ophthalmometrie und Spannungsmessung am kranken Auge. Leipzig 1872.
- 6) LANDOLT, E. - L'ophthalmomètre, compte rendu et mémoires du Congrès international de Genève. 1878
- 7) JAVAL et SCHIOTZ,-Un ophthalmomètre pratique Transactions of the international medical Congress VIII. Session London 1881. III. 30. Annales d'oculistique LXXXVI 1881. p. 5.
- 8) SUTCLIFFE, J.H.- One - position ophthalmometry. The optician and photographic trades review, XXXIII. 1907. supplement p. 8.
- 9) HARTINGER, H.- (1935) Optique Physiologique Y. LE GRAND, édit. Rev. Opt. Chap. II p. 154.
- 10) JAVAL, E.- Mémoires d'ophtalmométrie, Paris Masson, éditeur 1891.
- 11) FINCHAM, E.- The changes in the form of the crystalline lens in accommodation.
Trans opt. Soc., 26 (1924-1925), 239.
- 12) BERG, - Bemerkungen zur Theorie der ophthalmometrischen Messungen von Flächenkrümmungen, Acta Ophth. 1929. Vol. 7.

- 13) MANDELL, R. - Reflection point ophthalmometry, a method to measure corneal contour, Am. J. optom. and Arch. Am. Acad. optom., 39 (10) : 513-537, 1962.
- 14) BONNET, R. - Contribution à l'étude de la topographie Cornéenne Opt. Lun. 1960.
- 15) GULLSTRAND, A.- Photographish-ophtalmometrische und klinische Untersuchungen über die Hornhautrefraktion, Kungl. So. Vet. Akad. Handl. 1896, Bd, 28.
- 16) PLACIDO, A. - "Novo instrumento de Esploração de "Cornea" periodico d'oftalmologica practica, Lisbon, Nº 5 (1880) 27-30.
- 17) FISHER. - In Vers. O.G. Heidelberg 1927 Blz 31 en 429 ref in Zentralhl, f.g.o. XVIII, Blz. 342 en 349 1927.
- 18) BERG, F. - Vertlichende Messungen der form der Vorderen Hornhautfläche mit ophtalmometer und mit photographischer Method, Acta ophtalmologica, 1929, Vol. 7. S. 386
- 19) DEKKING, H.M. - Fotografie der Cornea opperwlaakte Assen, Van Gorcum, 1930, in 8^{cm}, 91, 360 (1930) Nº2 71p. Groningue th. med. 1930 Nº2
- 20) AMSLER und HARTINGER, - Ber; d; Deutsch. ophthalm. Ges. 1930
- 21) FINCHAM, E.F. - The photo-keratoscope, Med. and Biolog. Illustration, 3:87-93, 953.
- 22) REYNOLDS, E. and KRATT, H. - The photo-electronic Keratoscope. Contacto, Vol. 3, Nº3 March 1959.
- 23) LENOBLE, J. - Méthode Optique pour étudier la forme d'une surface réfléchissante, Rev. Opt., t.31, 1952, p. 393.
- 24) COCHET et AMIARD. - La photokératoscopie, élément de biométrie Cornéenne, Bull. Soc. Ophtal. Nº 11, Novembre 1966.

- 25) KNOLL, STIMSON and WEEKS,- New photokeratoscope Utilising a Hemispherical object surface, J.O.S.A. vol. 47 N°3, march 1957.
- 26) STONE,I. - The validity of some existing methods of measuring Corneal Contour compared with suggested new methods. Brit. I. of Physio. optics 19 oct.-Dec. 1962 p. 205-230.
- 27) KNOLL, H. - Corneal contours in the General population as revealed by photokeratoscope, Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad. Optom. 38 (7) :389-397, 1961.
- 28) MANDELL, R.- Corneal contour of the human infant; Arch. ophtal. Vo. 77, March 1967 p. 345-348 american Association.
- 29) ERGELLET, H.- Bericht über die 43. Tagung der Deutschen ophtalm. Ges., Jena, 1922.
- 30) KOKOTT, W. - Klin. monatabl. Augenheilk. 100,191 (1938)
- 31) RZYMKOWSKY,J.- Stereophotographic and stereophotogrammetric reproduction of the cornea and sclera of the living eye. Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad. optom. N° 31, 1954, p.416-422.
- 32) BERTOTTO, E.- The stereophotogrammetric study of the anterior segment of the eye, Amer. J. ophthal., 31 (5) 573-579, 1948.
- 33) BONNET, R. - Stéréophotogrammètrie de la cornée humaine. R.O. t. 38, N°9 et 10, 1959, p; 447-460.
- 34) ERIKSEN. - Hornhinmaalinger, Aarhus 1893.
- 35) EL HAGE, S. - Suggested new methods for photokeratoscopy Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad. optom. a être publié début 1971.
- 36) EL HAGE, S. - Sur une nouvelle méthode de photokératoscopie cornéenne. C.R. Acad. Sc. Paris. t. 270p. 382-384 (12 Janvier 1970).

- 37) COCHET, P. MARECHAL- COURTOIS, C. PRIJOT, E.- Bull. Soc. Belge
Opht. 145, fascicule 1-2 (1967)
- 38) EL HAGE, S. - Recherche de l'équation mathématique de la cornée
à partir d'une méthode photokératoscopique. En
Conférence faite au 1er Congrès National d'Opti-
que de Contact, Tours 1968. Opt. Lun. 192 (1969).
- 39) MANDELL, R. et St HELLEN, R. - Position and curvature of the
corneal apex. Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad.
Optom. 46, 25 (1969).
- 40) WITTENBER, S. LUDLAM, W.- J. opt. Soc. Am. 56, 1612 (1966)
- 41) LUDLAM, W. et WITTENBERG, S.- Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad.
optom. 43, 249 (1966)
- 42) LUDLAM, W. et WITTENBERG, S.- Brit. J. Physiol. Opt. 23, 178 (1966)
- 43) LUDLAM, WITTENBERG, ROSENTHAL et HARRIS.- Am. J. Optom. and
Arch. Am. Acad. Optom. 44, 276 (1967)
- 44) LUDLAM, W.- A Symposium, edited by Monroe J. Hirsh. Minneapolis,
Burgess Publishing Co., 13 (1967).
- 45) EL HAGE, S. - Contribution à l'étude de la forme cornéenne.
C. R. Acad. Sc. Paris, t. 270, p. 3299-3302
(29 Juin 1970).
- 46) HELMHOLTZ'S.- Treatise on physiological optics, edited by
James Southall, published by the Optical Society
of America, 1924. p. 314.
- 47) BIER, N. - Contact lens routine and practice, London
Butterworths Scientific publications 1957 p. 129
- 48) OBRIG, T.- Contact lenses, 2nd ed. Philadelphia, Chilton
1947, p. 153.
- 49) PRINGSHEIM, P. - Fluorescence and Phosphorescence, interscience
publishers, New York, London, 1949.

- 50) WICHTERLE, O et LIM, D.- Hydrophilic gels for biological use,
Nature, N° 4706, p. 117, Jun,9, 1960
- 51) LIM, D. - Structure et propriétés des gels de methacrylate de
glycol, "Journée des lentilles souples Spofa-
lens" 4-6 Octobre 1967. Prague.
- 52) BARVIC, M. - Aperçu des expériences acquises jusqu'alors avec
des implantations des gels hydrophiles.
"Journées des lentilles souples Spofa-lens", 4-6
Octobre 1967. Prague.
- 53) RAYLEIGH, Lord. - On the invisibility of small objects in a
bad light, Proc. Cambridge Phil. Soci, 4,4, 1883.
- 54) LE GRAND, Y.- Optique physiologique, t.3e chap. 4, ed. revue
d'Optique, 1956.
- 55) ARNULF, A. FLAMANT, F. et FRANCON, M. - Etude expérimentale de
la myopie acquise par l'oeil en vision de nuit,
Rev. d'Optique. 27. 741-745, 1948.
- 56) LE GRAND, Y. - Etudes sur la vision nocturne, Rev. d'Opt.
21, 71-87, 1942
- 57) MONNIER, A.M.- J. physiol. Pathol. Gen. 1941-43, t. 38 N° 1
- 58) MONNIER, A.M. - C.R. de la Soc. de Biol t. 147, Avril 1953
p. 591.
- 59) MONNIER, A.M. - Contribution à l'étude de la myopie Crépuscu-
laire, Compt. Rend. Soc. de Biol., 137, 732, 1943
- 60) POLLACK, A. - Le chromatisme de l'oeil, Bull, Soc. ophtalm.
Paris, N° 9 bis 1923.
- 61) WALD, G. et GRIFFIN, G. - J. Opt. Soc. Am. 37, 321 (1947)
- 62) RONCHI, V. - La Causa della miopia Nocturna, Ottica, 2, 153,
1943.
- 63) LAPICQUE, C. - L'optique de l'oeil et la vision des contours,
Thèse, Paris 1938.

- 64) LE GRAND, Y. - L'aberration sphéro-Chromatique de l'oeil humain, Rev. d'Opt. 27, 760-61, 1948.
- 65) PALACIOS, J. - Nocturnal myopia and presbyopia, Portugalia Physica, 1-2, 47-58, 1944.
- 66) OTERO, J. et DURAN, A. - Anales de fis. Y Quim. 38, 236, 1942.
- 67) KOOMEN, M. SCOLNIK, R. et TOUSEY, R. - A study of night myopia, J. Opt. Soc. Am. 41, 80, 1951.
- 68) SCHOBER, H. - Die Nachtmyopie und ihre Ursachen, Graefes Archiv. 148, 171-186, 1947.
- 69) WALD, G. et GRIFFIN, D. - J. Opt. Soc. Am. 37, 321 (1947)
- 70) OTERO, J. et DURAN, A. - Anales de fis. Y Quim. 37, 459 (1941)
- 71) OTERO, J. et DURAN, A. - Anales de fis. Y Quim. 38, 236 (1942)
- 72) OTERO, J. et DURAN, A. - Anales de fis. Y Quim. 39, 567 (1943)
- 73) CARRERAS. - Ar. Soc. oft. Hisp. Am., 11, 1443 (1952)
- 74) JUANOFF, A. - C. Rd. Ac. Sc. 223, 1185 (1946)
- 75) JUANOFF, A. - Rev. d'Opt. 26, 145 (1947)
- 76) JUANOFF, A. - J. Opt. Soc. Am. 37, 730 (1947)
- 77) CHIN et HORN. - J. Opt. Soc. Am. 46, 60 (1956)
- 78) MEYER, T. - Ann. d. Physik, 89, 429, (1853)
- 79) BULL; - Soc. fr. d'opht., 208 (1891); périmétrie Bonn, 1895.
- 80) YOUNG. - A course of lectures on natural physiology and the mechanical arts 2. 581 (1807)
- 81) LISTING. - Beiträge Zur physiologischen Optik in, Göttinger studien (1845).
- 82) HELMHOLTZ. - Physiologische Optik 1. 1856.
- 83) HIRSCHBERG. - Einführung in die Allgeniene Augenheil kunde. Leipzig 1901 , Thieme.
- 84) ESSER. - Klin . monatsbl. f. Augenheilkunde 76. 380 (1926)
- 85) BULL. - Intern. Ophthalm. Congr. Edimburg. (1894) S. 107.
- 86) BERG. - Acta Ophthalm. 8. 1 (1930)

- 87) FISHER. - Arch. für Augenheilk. 98. Erg. H. (1928).
- 88) WESSELEY. - Ber. d. Deutsch. Ophthalm. Ges. Heideberg (1927).
- 89) REYNOLDS. - Contacto, t.3, vol. 8, p. 229-233 (1959)
- 90) SULZER. - Archives d'Opht. t. 11, S. 419 (1891)
- 91) BERG, F. - Über die Einwirkung der Lider auf die form der
vorderen Hornhautfläche. Acta ophthalm. vol. 8, 5.1
(1930)
- 92) MARIN- AMAT, M. - Bull.Soc. Belge d'Ophtalm N° 113, 251-293,
(1956)
- 93) HIRSCH, M. - Am. J. Optom. and Arch Am. acad. optom. 36(8),
395-405 (1959).
- 94) FAIRMAID, J. - Brit. J. Physiol. Optics, 16(1), 2-23 (1959)
- 95) LOPPING, B. et WEALE, R. - Vision Research, 5, 207-215 (1965)
- 96) MANDELL, R. et FATT, I. - Nature, t: 5007, N°10, p.293 (1965)
- 97) BONNET, R. - La topographie Cornéenne ed. N. Desroches Paris
1964.
- 98) BONNET, R. CHAIX, M. et FOSSIER, M. - Bull. Soc. ophtal. de France
déc. p. 1100-1102 (1965)
- 99) EL HAGE, S. - Revue d'Optique, N° 1, Jan. 1968, p. 1 -14.
- 100) BONNET, R. et EL HAGE, S. - Am. J. optom. and Arch. Am. Acad.
optom. 45 (5), 309-321 (1968)
- 101) EL HAGE, S. - Comparaison des déformations causées par len-
tilles plats et serrés. Opt. Lun. N° 186 Juin 1968.
- 102) WICHTERLE, O. - Cahier des verres de contact, N° 6 (L.O.R.)
département des verres de contact.
- 103) WICHTERLE, O. - "Journée des lentilles souples Spofa-lens"
4-6 Octobre 1967, Prague
- 104) WICHTERLE, O. - Symposium. Munich- Feldafing, Août 1966,
p.133-138 (S. Karger, Bâle-N.Y.) 1967.

- 105) EL HAGE, S. - Cahier des verres de contact, N°12 (L.O.R.)
département des verres de contact.
- 106) COCHET, P. - "Journées des lentilles souples Spofa-lens"
4-6 Octobre 1967, Prague
- 107) EL HAGE, S. - Soc. fr. Opt. physiol S. 21/10/68 Optométrie
N° 3 p. 18-31 (1968).
- 108) HABERICH, F. - Cahier des verres de contact, N° 16 (L.O.R)
département des verres de contact.
- 109) KAPLAN, M. - Optometric weekly, May 25 (1967)
- 110) GUMPELMAYE, T. - Der Augenoptiker. Heft, 11 (1964)
- 111) WICHTERLE, O. - Institut of Macro. Chem; Czechos. Acad. Sc.
Prague.
- 112) HILL, R. - Brit. Med. J. 1, 142 (1966)
- 113) TAKAMASHI, GOLDSTICK, et FATT. - Brit. Med. J. 1,142 (1966)
- 114) HILL, R. et LEIGTON, A. - Am. J. optom. and Arch. Am. Acad.
Optom. 44, p. 365 (1967).
- 115) LE GRAND, Y. - C.R. Acad. Sc. t.215 p. 547-549 (1942)
- 116) JURIN. - Cité dans Smith's optics, 1738
- 117) VOLKMANN. - Wagners Handw. Phys. (1846)
- 118) MATTHIESSEN. - C.R. Acad. Sc. 24, 875, (1847).
- 119) TSCHERNING. - Encycl. fr. d'oph. 3, 163 (1904)
- 120) GULLSTRAND. - Ber. Klin. Mbl. Aug.13,183 (1911).
- 121) AMES et PROCTOR. - J. Opt. Soc. Am. 5,22 (1921).
- 122) ARNULF, FLAMANT et FRANCON. - Rev. Opt. 27, 741 (1948).
Travail effectué en 1941.
- 123) VON BAHR, - Acta- Ophthalmologica 23, 1. Kopenhagen.
- 124) IVANOFF, A. - Ann. opt. ocul. 2,97 (1953).
- 125) JACKSON, R. - Trans. Am. Oph. Soc, 5, 141 (1888)
- 126) PI, - Trans. oph. Soc. Unit. Kingd. 45, 393, (1925)
- 127) STINE. - Am. J. oph. 13, 101 (1930).

- 128) COATES. - Dioptric Rev. 1, 127 (1940) et 2, 102 (1941).
- 129) JENKINS. - Brit. J. physiol. opt. 20, 59 (1963)
- 130) ARNULF, DUPUY, et FLAMANT. - Rev. Opt. 39, 5 (1960)
- 131) BERNY, F. - Thèse, Paris (1968)
- 132) MARECHAL et FRANCON. - Diffraction, structure des images,
ed. Rev. Opt. p. 109 (1960).
- 133) ANGOT. - Compléments de mathématiques ed. Rev. Opt. (1965).
- 134) LE GRAND, Y. - Optique Physiologique, ed. Rev. Opt. t.1
Chp. 3 et 4 (1965). Troisième édition.
- 135) LE GRAND, Y. - Optique Physiologique, ed. Rev. Opt. t.3
chap. 2 (1956).

